

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-028143

(43)Date of publication of application : 29.01.2002

(51)Int.Cl.

A61B 5/05
G01R 33/035

(21)Application number : 2000-217833

(71)Applicant : JAPAN SCIENCE &
TECHNOLOGY CORP
TAKENAKA KOMUTEN CO LTD
KANSAI RESEARCH INSTITUTE

(22)Date of filing : 18.07.2000

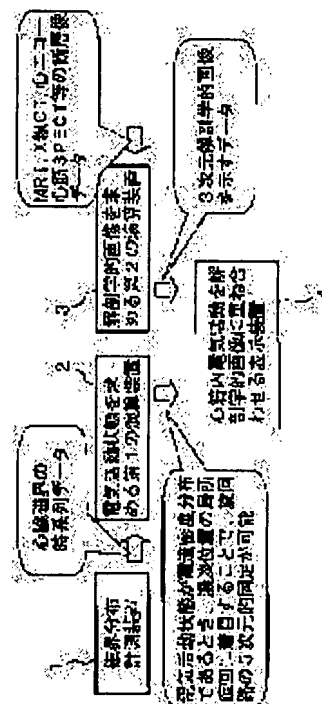
(72)Inventor : NAKAI KENJI
YOSHIZAWA MASATO
KAWAZOE KOHEI
YAMAZAKI KEITA
FUJITA SATOSHI
TAMURA ITSURO

(54) CARDIAC MAGNETIC FIELD DIAGNOSTIC APPARATUS OF ATRIAL FLUTTER AND ATRIAL FIBRILLATION, AND METHOD FOR IDENTIFYING ELECTRICAL RE-ENTRY CIRCUIT OF ATRIAL FLUTTER AND ATRIAL FIBRILLATION

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a cardiac magnetic field diagnostic apparatus capable of identifying the position of an abnormal electrical re-entry circuit inside the cardiac muscles such as the atrial flutter and atrial fibrillation safely, speedily and precisely, and provide a method for identifying the electrical re-entry circuit.

SOLUTION: A magnetic field distribution measuring device 1 prepares data on the magnetic field distribution in time sequence by measuring the non-contact magnetism in plural coordinates on the region of chest of a subject. A first computing element 2 prepares image data showing the three-dimensional electric current



density distribution in the cardiac muscles in response to the magnetic field distribution measuring device 1. A second computing element 3 prepares three-dimensional anatomical image data by processing plural tomographic data separately obtained by using a tomographic diagnostic apparatus. A display device 4, receiving these data, displays an image showing the intramyocardial electric current density on the anatomical image. Therefore, when the abnormal electrical re-entry circuit is generated in the cardiac muscles, the anatomical relation of the position can be easily identified. Further, instead of the anatomical image, an image showing a normal stimulation propagation circuit can be used as a template.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 21.02.2005

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3712348

[Date of registration] 26.08.2005

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] Two or more field time series data which are the heart field diagnostic equipment of the auricular flutter and atrial fibrillation, and correspond to said two or more coordinates by non-contact MAG measurement in two or more coordinates on a test subject's thorax are acquired. And a field distribution measurement means to generate the field distribution time series data on said thorax based on said two or more field time series data, The 1st operation means which generates the data in which the three-dimension electric active state in said test subject's myocardium is shown based on said generated field distribution time series data, The 2nd operation means which generates the data in which said test subject's thorax fault image data supplied separately is processed into, and an anatomical image is shown, The image of the three-dimension electric active state in said myocardium which the data generated by said 1st operation means show Heart field diagnostic equipment which can be equipped with a display means to perform display processing piled up and displayed on said anatomical image which the data generated by said 2nd operation means show, and can identify the unusual electric revolution way in a myocardium in three dimension by this.

[Claim 2] It is the heart field diagnostic equipment according to claim 1 as which the data in which the three-dimension electric active state in said myocardium generated by said 1st operation means is shown are the current density distribution time series data in a myocardium, and said display means displays the location of two or more unusual electric revolution ways in three dimension on said anatomical image based on said current density distribution time series data.

[Claim 3] Two or more field time series data which are the heart field diagnostic equipment of the auricular flutter and atrial fibrillation, and correspond to said two or more coordinates by non-contact MAG measurement in two or more coordinates on a test subject's thorax are acquired. And a field distribution measurement means to generate the field distribution time series data on said thorax based on said two or more field time series data, An operation means to generate the data in which the three-dimension electric active state in said test subject's myocardium is shown based on said generated field distribution time series data, The image in which the stimulus propagation path from the nodus sinuatrialis of said test subject's heart to a bundle-of-His-Purkinje-fibers system is shown based on the data generated by said operation means, Heart field diagnostic equipment which can be equipped with a display means to perform display processing which piles up and displays the image in which the unusual electric revolution way in a myocardium is shown, and can identify the unusual electric revolution way in a myocardium in three dimension by this.

[Claim 4] It is the heart field diagnostic equipment according to claim 3 as which the data in which the three-dimension electric active state in said myocardium generated by said operation means is shown are the current density distribution time series data in a myocardium, and said display means displays the location of two or more unusual electric revolution ways in three dimension on the image in which said stimulus propagation path is shown based on said current density distribution time series data.

[Claim 5] It is based on the field distribution time series data on said thorax generated based on two or more field time series data which are the identification approaches of the electric revolution way of the

auricular flutter and atrial fibrillation, and correspond to said two or more coordinates acquired by the non-contact MAG measurement in two or more coordinates on a test subject's thorax. The step which generates the 1st data in which the three-dimension electric active state in said test subject's myocardium is shown, The step which generates the 2nd data in which said test subject's thorax fault image data supplied separately is processed into, and an anatomical image is shown, By piling up and displaying the image of the three-dimension electric active state in said myocardium which said 1st data shows on said anatomical image which said 2nd data shows The identification approach of an electric revolution way equipped with the step which makes it possible to identify the unusual electric revolution way in a myocardium in three dimension.

[Claim 6] The three-dimension-electrical-and-electric-equipment active state in the myocardium which said 1st data shows is the identification approach of the electric revolution way according to claim 5 which is current density distribution in a myocardium.

[Claim 7] It is based on the field distribution time series data on said thorax generated based on two or more field time series data which are the identification approaches of the electric revolution way of the auricular flutter and atrial fibrillation, and correspond to said two or more coordinates acquired by the non-contact MAG measurement in two or more coordinates on a test subject's thorax. The step which generates the data in which the three-dimension electric active state in said test subject's myocardium is shown, By piling up and displaying the image in which the stimulus propagation path from the nodus sinuatrialis of said test subject's heart to a bundle-of-His-Purkinje-fibers system is shown, and the image in which the unusual electric revolution way in a myocardium is shown based on said generated data The identification approach of an electric revolution way equipped with the step which makes it possible to identify the unusual electric revolution way in a myocardium in three dimension.

[Claim 8] The three-dimension electric active state in the myocardium which said data show is the identification approach of the electric revolution way according to claim 7 which is current density distribution in a myocardium.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the identification approach of the heart field diagnostic equipment for diagnosing the three-dimension-generating location of the unusual agitation propagation circuit in the myocardium leading to the auricular flutter and atrial fibrillation non-invasive by non-contact MAG measurement more specifically about the identification approach of heart field diagnostic equipment and an electric revolution way, and an electric revolution way.

[0002]

[Description of the Prior Art] In order to perform a diagnosis of a heart disease conventionally, generally the approach of recording an electrocardiogram is adopted.

[0003] However, the conventional electrocardiography is inadequate in order to presume the location of the part which should be treated, for example in the case of heart surgery, magnitude, and a configuration, and presumption which can satisfy an affected part location was not able to be performed.

[0004] Electrocardiography depends this on it being the indirect measurement approach. That is, since the organization which exists even in a body surface from the heart, the location-relation between the heart, and other organs and a bone, and the magnitude of the heart differed from the conductivity for every ***** of the body etc. greatly for every test subject, it was very difficult to pinpoint an affected part location correctly for the information acquired by indirect measurement as shown in an electrocardiogram.

[0005] In view of the trouble by such indirect mensuration, the identification approach of a more direct affected part location is adopted.

[0006] For example, by stabbing with a needle electrode directly the heart exposed by surgical thoracotomy operation, or contacting a grid, myocardial potential measurement of multipoint coincidence is performed and the method of presuming an affected part location correctly is adopted. However, the thoracotomy operation itself has a patient's large burden, and in order that the multipoint coincidence myocardial potential measurement for the affected part location identification by which it is moreover carried out during a thoracotomy operation, and its data analysis may take it long duration, it has the trouble that the thoracotomy operation itself will turn for a long time.

[0007] For this reason, the approach of enabling presumption of a highly precise affected part location for a short time was demanded strongly.

[0008] Moreover, the diagnosis and the cure using the catheter as other direct approaches are also adopted in recent years. This approach is an approach of performing a quick therapy, by carrying out rapid heating of the target site by the approach called the catheter cautery using a RF while pinpointing an affected part location by conducting electrophysiology-inspection, inserting in a test subject's inside of the body the catheter which possesses an electrode and a heater in a catheter point, and performing thorax radioscopy.

[0009] However, by this approach, in order for electrophysiology-inspection to take time amount, there

is a problem that the amount of X-ray contamination of the medical practitioner by thorax radioscapy and a radiological technologist is large.

[0010] On the other hand, it is known in various heart diseases that the auricular flutter and atrial fibrillation will be caused by forming an unusual agitation propagation circuit in a myocardium. If it explains to a detail more, it will be caused that the unusual electric revolution way to which the auricular flutter is called a macro reentry (macro re-entry) circuit around a tricuspid valve ring is formed, and by forming the unusual electric revolution way to which atrial fibrillation is called within an atrium many micro reentry (micro re-entry) circuits (multiple wavelet theory). In the early stages of paroxysmal atrial fibrillation, it is known for the latest research that the ignition (firing) sthenia in the part of the pulmonary vein is the invitation.

[0011] For the therapy of the auricular flutter and atrial fibrillation, it is important to identify the ignition part in these reentry circuits and pulmonary vein parts. However, as mentioned above, in the indirect measurement by electrocardiography, exact identification is difficult and its burden of as opposed to a patient or a medical practitioner by direct inspection like electrophysiology-inspection using the myocardial potential measurement at the time of a surgical thoracotomy operation or a catheter is large.

[0012] Then, to diagnose the ignition part in these reentry circuits and pulmonary vein parts non-invasive is desired strongly.

[0013] On the other hand, the SQUID fluxmeter using the superconducting quantum interference device (it abbreviates to SQUID below Superconducting Quantum Interference Device:) which can detect about 1/1 billion magnetic flux of earth magnetism to high sensitivity is applied in various fields. Especially, in the field of the somatometry as which noninvasive measurement is requested strongly, the non-contact MAG measurement of the body which used the SQUID fluxmeter is tried as mentioned above.

[0014] To measure the magnetocardiogram which is field distribution of the heart using a SQUID fluxmeter is being tried by having developed DC-SQUID by the advance of a thin-film manufacturing technology in recent years especially.

[0015]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, it was difficult to be unable to display directly the location of the affected part in the body, magnitude, and a configuration, but to tell a medical practitioner about the relative physical relationship of the electric revolution way in the heart exactly only at the magnetocardiogram.

[0016] For this reason, in order to identify the location of the unusual agitation propagation circuit in the myocardium used as a cause on the occasion of a diagnosis of the auricular flutter and atrial fibrillation, the approach of visualizing the current activity in a myocardium from the cardiac field distribution which a magnetocardiogram shows has been proposed. The approach of copying and visualizing the source of a magnetic field by one or more current dipoles as such an approach has been adopted.

However, when many micro reentry circuits existed, there was a problem that the location of the number or each circuit could not be identified correctly. Moreover, by such approach, there was a problem that the imitation results of the source of a magnetic field will differ according to the initial value set up.

[0017] So, the purpose of this invention is being based on the data in which the three-dimension electric active state in the myocardium obtained by non-invasive magnetic measurement is shown on the occasion of a diagnosis of the auricular flutter and atrial fibrillation, and offering the identification approach of insurance, the heart field diagnostic equipment which can be identified quickly and with high precision, and an electric revolution way for the physical relationship of the unusual electric revolution way in a myocardium.

[0018]

[Means for Solving the Problem] The heart field diagnostic equipment of the auricular flutter by this invention and atrial fibrillation is equipped with a field distribution measurement means, the 1st operation means, the 2nd operation means, and a display means. A field distribution measurement means acquires two or more field time series data which correspond to two or more coordinates by non-contact MAG measurement in two or more coordinates on a test subject's thorax, and generates the field distribution time series data on a thorax based on two or more field time series data. The 1st operation

means generates the data in which the three-dimension electric active state in a test subject's myocardium is shown based on the generated field distribution time series data. The 2nd operation means generates the data in which a test subject's thorax fault image data supplied separately is processed into, and an anatomical image is shown. A display means performs display processing which piles up and displays the image of the three-dimension electric active state in the myocardium which the data generated by the 1st operation means show on the anatomical image which the data generated by the 2nd operation means show. Thereby, the unusual electric revolution way in a myocardium can be identified in three dimension.

[0019] The data in which the three-dimension electric active state in the myocardium generated by the 1st operation means is shown preferably are the current density distribution time series data in a myocardium, and a display means displays the location of two or more unusual electric revolution ways in three dimension on an anatomical image based on current density distribution time series data.

[0020] If other aspects of affairs of this invention are followed, the heart field diagnostic equipment of the auricular flutter and atrial fibrillation will be equipped with a field distribution measurement means, an operation means, and a display means. A field distribution measurement means acquires two or more field time series data which correspond to two or more coordinates by non-contact MAG measurement in two or more coordinates on a test subject's thorax, and generates the field distribution time series data on a thorax based on two or more field time series data. An operation means generates the data in which the three-dimension electric active state in a test subject's myocardium is shown based on the generated field distribution time series data. A display means performs display processing which piles up and displays the image in which the stimulus propagation path from the nodus sinuatrialis of a test subject's heart to a bundle-of-His-Purkinje-fibers system is shown, and the image in which the unusual electric revolution way in a myocardium is shown based on the data generated by the operation means. Thereby, the unusual electric revolution way in a myocardium can be identified in three dimension.

[0021] The data in which the three-dimension electric active state in the myocardium generated by the operation means is shown preferably are the current density distribution time series data in a myocardium, and a display means displays the location of two or more unusual electric revolution ways in three dimension on the image in which a stimulus propagation path is shown based on current density distribution time series data.

[0022] When other aspects of affairs of this invention are followed, the identification approach of the electric revolution way of the auricular flutter and atrial fibrillation It is based on the field distribution time series data on the thorax generated based on two or more field time series data corresponding to two or more coordinates acquired by the non-contact MAG measurement in two or more coordinates on a test subject's thorax. The step which generates the 1st data in which the three-dimension electric active state in a test subject's myocardium is shown, The step which generates the 2nd data in which a test subject's thorax fault image data supplied separately is processed into, and an anatomical image is shown, It has the step which makes it possible to identify the unusual electric revolution way in a myocardium in three dimension by piling up and displaying the image of the three-dimension electric active state in the myocardium which the 1st data shows on the anatomical image which the 2nd data shows.

[0023] Preferably, the three-dimension-electrical-and-electric-equipment active state in the myocardium which the 1st data shows is current density distribution in a myocardium.

[0024] When the aspect of affairs of further others of this invention is followed, the identification approach of the electric revolution way of the auricular flutter and atrial fibrillation It is based on the field distribution time series data on the thorax generated based on two or more field time series data corresponding to two or more coordinates acquired by the non-contact MAG measurement in two or more coordinates on a test subject's thorax. The step which generates the data in which the three-dimension electric active state in a test subject's myocardium is shown, By piling up and displaying the image in which the stimulus propagation path from the nodus sinuatrialis of a test subject's heart to a bundle-of-His-Purkinje-fibers system is shown, and the image in which the unusual electric revolution way in a myocardium is shown based on the generated data It has the step which makes it possible to

identify the unusual electric revolution way in a myocardium in three dimension.

[0025] Preferably, the three-dimension electric active state in the myocardium which data show is current density distribution in a myocardium.

[0026] According to this invention, therefore, the image in which the three-dimension electric active state in the myocardium obtained by non-invasive magnetic measurement is shown By piling up and displaying the same test subject's thorax fault image data photoed by other medical diagnostic equipment on the anatomical image processed and obtained It enables a medical practitioner insurance and to identify quickly and with high precision in the physical relationship in the myocardium of the unusual electric revolution way leading to the auricular flutter and atrial fibrillation.

[0027] Furthermore, according to this invention, it enables a medical practitioner insurance and to identify quickly and with high precision in the physical relationship in the myocardium of the unusual electric revolution way leading to the auricular flutter and atrial fibrillation by piling up and displaying the image in which the three-dimension electric active state in the myocardium obtained by non-invasive magnetic measurement is shown on the image in which the stimulus propagation path from the nodus sinuatrialis of the same test subject's heart to a bundle-of-His-Purkinje-fibers system is shown.

[0028]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the gestalt of implementation of this invention is explained in detail with reference to a drawing. In addition, the same sign is given to the same or a considerable part among drawing, and the explanation is not repeated.

[0029] [Gestalt 1 of operation] drawing 1 is the functional block diagram showing roughly the configuration of the heart field diagnostic equipment of the auricular flutter and atrial fibrillation by the gestalt 1 of implementation of this invention.

[0030] With reference to drawing 1 , using a measurement means like the SQUID fluxmeter explained in full detail later, the field distribution metering device 1 performs non-contact MAG measurement in two or more coordinates on a test subject's thorax, and acquires two or more field time series data corresponding to two or more coordinates. And based on two or more acquired field time series data, it generates and outputs on a thorax (i.e., the field distribution time series data of a heart magnetic field).

[0031] Based on the field distribution time series data of the heart measured by the field distribution metering device 1, the 1st arithmetic unit 2 generates and outputs the 1st data in which the three-dimension electric active state in a myocardium is shown, for example using the various well-known count technique mentioned later.

[0032] on the other hand -- nuclear magnetic resonance (MRI) -- law, an X-ray CT method, echo cardiography, and Myocardium SPECT -- the fault image data (the data of the fault image of two or more sheets are included) of the same test subject's thorax obtained separately is given to the 2nd arithmetic unit 3 by fault diagnostic equipment, such as law, and the 2nd arithmetic unit 3 generates and outputs the 2nd data in which these fault image data is processed into and a three dimension anatomical image is shown by it.

[0033] Here, when an image expresses the 1st above-mentioned data and the electric active state acquired with the 1st arithmetic unit 2 is current density distribution for example, in a myocardium, three-dimension-identification of an electric revolution way is attained by paying one's attention to local revolution of the shade of the image showing current density distribution.

[0034] An indicating equipment 4 is piled up and displayed on the three-dimension-anatomical image of the thorax of the test subject whom the 2nd data generated by the 2nd arithmetic unit 3 shows the image in which the three-dimension electric activity in the myocardium which the 1st data generated by the 1st arithmetic unit shows (for example, current density distribution) is shown. Consequently, the physical relationship of the electric revolution way in a myocardium can be identified in three dimension on an anatomical image.

[0035] Next, drawing 2 is the block diagram in which having taken shape more and having shown the configuration of the heart field diagnostic equipment by the gestalt 1 of implementation of this invention shown in drawing 1 .

[0036] The field distribution metering device 1 is equipped with the dewar 13 having the SQUID

fluxmeter installed so that non-contact magnetic measurement might be performed on a test subject's 12 thorax in the magnetic shield room (below Magnetic Shield Room:, MSR) 11, and the operation part 14 of field distribution data with reference to drawing 2 .

[0037] The environment of the low-temperature system which liquid helium is filled in a dewar 13 and superconduction produces is formed, and the SQUID fluxmeter which consisted of sensing coils which consist of a superconductor into it is contained.

[0038] Drawing 3 is the SQUID fluxmeter 15 installed in the superthermal system in the dewar 13 in MSR11 shown in drawing 2 , and the block diagram showing more in a detail the operation part 14 installed in MSR11 of an ordinary temperature system.

[0039] In addition, the configuration shown in drawing 3 is a configuration for one channel for measuring the field data of one point on a test subject's thorax. In this invention, multipoint coincidence measurement of the magnetic field in two or more coordinates is performed in a test subject's thorax top so that it may mention later. Therefore, in MSR11 of drawing 2 , the configuration for one channel shown in drawing 3 will be prepared by the multiple channel required for measurement.

[0040] Below, with reference to drawing 3 , generation of the field data based on the SQUID fluxmeter for one channel is explained.

[0041] First, the SQUID fluxmeter 15 is equipped with the pick up coil 16 which consists of a superconductor for detecting the magnetic field generated from a test subject's thorax front face. If the pick up coil 16 catches a magnetic field, a current will flow, and this current is drawn in a coil 17 and produces a magnetic field in the Nb shielding 20.

[0042] Consequently, the magnetic field which changes to linearity to this magnetic field is formed in the superconduction loop formation 18, the amplifier of operation part 14 installed in MSR11 of an ordinary temperature system detects the electrical potential difference of the both ends of this superconduction loop formation 18, and operation part 14 adjusts the current which flows in the modulation coil 19 in the Nb shielding 20 so that change may not arise on a detection electrical potential difference.

[0043] Namely, detection of the magnetic field of the living body by this SQUID Not the thing that measures the magnetic field to generate directly but the so-called null-balance method is used. Feedback is applied so that the magnetic field in the superconduction ring 18 may always serve as constant value (by controlling the magnetic field which adjusts the current which specifically flows in the modulation coil 19, and is generated in the modulation coil 19). By things, operation part 14 changes and outputs the magnetic field detected by the pick up coil 16 to an electrical signal making it a fixed magnetic field always generated in the superconduction loop formation 18. The technique of such feedback is usually the technique of the common knowledge called a flux lock troop (below flux locked loop:, FLL).

[0044] Since the such SQUID fluxmeter 15 and its operation part 14 are well-known techniques, they omit explanation beyond this.

[0045] As mentioned above, the configuration shown in drawing 3 is a configuration required for measurement of the field data for one channel, and outputs the electrical signal which shows the field time series data of the magnetic field measured by one on a test subject's front face of a thorax.

[0046] In this invention, many sensors (SQUID fluxmeter) tend to be arranged in a test subject's front face of a thorax as mentioned above, and it is going to carry out multipoint measurement of the magnetic field on the front face of a thorax. A magnetic field changes in time, and if measurement locations differ during the period which is equivalent to one heartbeat, a magnetic field will carry out a different change according to a location.

[0047] Drawing 4 is drawing showing an example of arrangement of two or more sensors (each is the SQUID fluxmeter of one channel) which can be set on a test subject's front face of a thorax. Moreover, drawing 5 shows the field time series data of one group which shows change of the magnetic field in 1 heartbeat period obtained from each sensor corresponding to each location of two or more sensors of drawing 4 .

[0048] Although the data outputted from the field distribution metering device 1 shown in drawing 2 are the field time series data of one group corresponding to two or more measuring points (coordinate) as

shown in drawing 5 If the field time series data of these one group are caught paying attention to a certain specific time of day, since it is difficult for a graph (drawing) to express the situation of actual San-ya which shows the distribution condition of the magnetic field strength of a certain time of day on the front face of a thorax which is the measuring object The field distribution data currently expressed with the contour map like the atmospheric pressure of a synoptic weather chart are obtained. Also from this semantics, the data outputted from the field distribution metering device 1 can be regarded as field distribution time series data on the front face of a thorax.

[0049] Such field time series data of one group outputted from the field distribution metering device 1, i.e., field distribution time series data, are given to the 1st arithmetic unit 2 of drawing 2. This 1st arithmetic unit 2 functions as asking for the electric activity in the thorax in that moment, for example, the current density in the thorax which flows at that moment, based on the field distribution data of a certain time of day.

[0050] The technique of searching for the current density distribution which flows in the information on the three dimension electric activity in the part in the body used as the measuring object (this invention heart), for example, the part concerned, from the field distribution time series data generated by the field distribution metering device 1 with the 1st arithmetic unit 2 is explained.

[0051] Drawing 6 is drawing which explains typically how to ask for such current density. By the approach explained below, if the current sensor (virtual sensor) was temporarily prepared in one specific part in the body which it is going to analyze, it is going to compute indirectly the current which should flow there. For this reason, the current output of the virtual sensor concerned can be obtained by taking that total, applying the multiplier in the field time series data obtained from all the sensors (SQUID fluxmeter) installed in the front face of a body thorax. And it becomes a central technical problem in this operation how it asks for this multiplier.

[0052] The technique of asking below for current density with reference to drawing 6 is explained more to a detail. First, the field sensor of N individual shall be arranged for the total on a body front face (front face of a thorax). On the other hand, each considers that the body (a thorax, especially heart) which is a candidate for analysis is the aggregate of the voxel which is a small block. Here, the total of the voxel is made into M pieces.

[0053] The field time series data obtained from each sensor j are set to $B_j(t)$, and it is each sensor output (the spatial filter multiplier of the voxel i corresponding to $B_j(t)$ is set to β_{aij}).

[0054] Here, $S_i(t)$ will be defined by the degree type, if the virtual sensor output corresponding to the current density obtained from the virtual current sensor concerned is set to $S_i(t)$ when it is thought that a virtual current sensor is in Voxel i.

[0055]

[Equation 1]

$$S_i(t) = \sum_{j=1}^N \beta_{ij} \cdot B_j(t)$$

[0056] Therefore, if spatial filter multiplier β_{aij} is decided, the current density in each voxel i can be obtained, and the three-dimension-current density distribution in the whole candidate for analysis can be acquired.

[0057] As technique set up so that it may have sharp sensibility only to the distribution current of the voxel i which corresponds above-mentioned spatial filter multiplier β_{aij} , various technique, such as SAM (Synthetic Aperture Magnetometry) and MUSIC (Multiple Signal Classification), can be used. Although, as for SAM or MUSIC, researches and developments are done in fields, such as a radar and sonar, until now and each technique is common knowledge, it is not yet applied to a diagnosis of a heart field.

[0058] The virtual sensor output computed by the real time of each voxel called for using the spatial filter multiplier by SAM or the technique of MUSIC has the advantage of having very high real time nature.

[0059] Although SAM and the technique of MUSIC itself are common knowledge, and the detailed

explanation is omitted here since the algorithm which asks for a spatial filter multiplier using such technique is very complicated. About SAM Proceedings of the 1999 issue of the 11th International The 302nd page to page [305th] Robinson of "Recent Advances in Biomagnetism" (Tohoku University Press issue) of Conference on Biomagnetism SE It reaches. Verba J It is explained to "Functional Neuroimaging by Synthetic Aperture Magnetometry (SAM)" to depend at the detail. MUSIC is explained to the 119th page on January 25, Heisei 9 at the detail from the 117th page of "the brain MAG science-SQUID measurement and medicine application" (Ohm-Sha) by **** of issue, and Shinya Kuriki. [-]

[0060] Thus, the 1st arithmetic unit 2 generates the time series data which show the three-dimension-current density distribution in the heart which is a candidate for analysis from the field distribution data generated by the field distribution metering device 1, and gives them to the one side input of a display 4.

[0061] other fault diagnostic equipment which is not illustrated on the other hand to the 2nd arithmetic unit 3 shown in drawing 2, for example, the MRI method, an X-ray CT method, echo cardiography, and Myocardium SPECT -- the image data of two or more slice images (they are about about ten sheets for example, at a 5mm pitch) the same test subject's thorax to which the electrocardiogram synchronous trigger was applied and which was photoed using law etc. is inputted.

[0062] The 2nd arithmetic unit 3 processes the data of two or more of these slice images (interpolation), performs three-dimension transparent transformation from a predetermined view, and generates the 2nd data in which an anatomical image is shown. Thus, the technique which forms a three dimension anatomical image from two or more slice images is common knowledge, for example, is indicated by JP,11-128224,A, the international public presentation WO 98/No. 15226 official report, etc. at the detail. Therefore, the detail is not explained here.

[0063] Thus, the 2nd arithmetic unit 3 generates the 2nd data in which the three dimension anatomical image of the thorax near the same test subject's heart is shown, and gives it to the another side input of a display 4.

[0064] The indicating equipment 4 of drawing 2 piles up and displays the image in which the three-dimension-current density distribution in the myocardium formed based on the 1st data from the 1st arithmetic unit 2 on the three dimension anatomical image of a test subject's thorax formed based on the 2nd data from the 2nd arithmetic unit 3 is shown.

[0065] (a) of drawing 7 and (b) are drawings showing the mode of a real-time display of the three-dimension-current density distribution respectively repeated in the three dimension anatomical image displayed with a display 4, and current density distribution is changing with transitions of time amount with time by (a) and (b).

[0066] Each of (a) of drawing 7 and (b) is the three-dimension-image which carried out interpolation processing of the fault image of about five sheets which sliced and obtained a test subject's thorax in the 5mm pitch, and is difficult to express the feeling of depth of an actual display image on a drawing. In each drawing of drawing 7 (a) and (b), it can guess that it is the three-dimensional anatomical image which has the feeling of depth formed of composition of two or more slice images from being expressed by two or more diagrams by which the diagram which constitutes each image overlapped.

[0067] In addition, in each of (a) of drawing 7, and (b), the tomogram bottom is the front face of the body and the bottom is a tooth back. Moreover, each tomogram for (a) and (b) is a tomogram seen from the bottom (guide-peg side).

[0068] In each of (a) of drawing 7, and (b), the set of the circle shown by A displays the three-dimension-current density distribution repeated in the three-dimension-anatomical image, and the magnitude of the path of each circle expresses the magnitude of current density. Moreover, the size of current density can also be expressed as the shade of the specific color on a screen.

[0069] Moreover, drawing 8 extracts and displays the fault image in the depth with a three-dimensional anatomical image with the depth as shown in (a) of drawing 7, and (b), and the set of the circle similarly shown by A expresses the current density distribution on the fault image concerned.

[0070] Thus, a medical practitioner can grasp exactly the relative physical relationship of the current

density distribution in the myocardium on an anatomical image by displaying the three-dimension-current density distribution in a myocardium on a three dimension anatomical image with the depth. When the current density distribution displayed especially shows local revolution, the location of the affected part in the myocardium which has produced the electric revolution way leading to the auricular flutter and atrial fibrillation, magnitude, and a configuration can be diagnosed exactly.

[0071] Drawing 9 is the flow Fig. showing the identification approach of the current density distribution in the myocardium performed by the heart field diagnostic equipment by the gestalt 1 of the above operation (especially unusual electric revolution way).

[0072] If drawing 9 is referred to, first, in step S1, with the field distribution metering device 1, non-contact MAG measurement is performed in two or more coordinates on a body thorax, and two or more time series data are generated, and if required, it will record. In addition, the operation by above-mentioned SAM or above-mentioned MUSIC in the 1st arithmetic unit 2 can be performed to the time series data supplied on real time.

[0073] Next, in step S2, to two or more MRI images which applied to which and photoed the electrocardiogram synchronous trigger beforehand, a interpolation operation (three-dimension transparent transformation from a predetermined view) is performed with the 2nd arithmetic unit 3, and the anatomical image of a three dimension is obtained.

[0074] Next, in step S3, the end time of ts and analysis is set [the initial time of day of analysis] for the time interval of te and analysis as deltai.

[0075] Next, in step S4, the initial time of day ts is substituted for the analysis time of day t, and analysis is started. And in step S5, the following processings are performed until the analysis time of day t reaches at end time te.

[0076] That is, in step S6, the heart field distribution data in the assignment analysis time of day t are processed by the SAM method or the MUSIC method with the 1st arithmetic unit 2, and the current density distribution data in a myocardium are obtained.

[0077] Next, in step S7, the current density distribution data in a myocardium are piled up and displayed on the anatomical image which performed three-dimension transparent transformation from the predetermined starting point with an indicating equipment 4.

[0078] Next, in step S8, deltai is added to the analysis time of day t. Processing of these steps S6-S8 will end the display of the current density distribution data in a myocardium put on the anatomical image, if it is repeated until it is judged at step S5 that the analysis time of day t reached at end time te, and it reaches at end time te.

[0079] As mentioned above, it enables a medical practitioner to identify the anatomical physical relationship of the unusual agitation propagation circuit in the myocardium leading to the auricular flutter and atrial fibrillation, i.e., an electric revolution way, magnitude, and a configuration in three dimension by display in piles the image in which the current density distribution in the myocardium obtained by the non-invasive magnetic measurement on the thorax of the test subject using a SQUID fluxmeter is show on a three dimension-anatomical image according to the gestalt 1 of implementation of this invention.

[0080] For this reason, even if it does not perform myocardial potential measurement of multipoint coincidence at the time of a surgical thoracotomy operation, it can become possible about the unusual agitation propagation circuit leading to the auricular flutter and atrial fibrillation insurance and to identify quickly and with high precision, the operation time amount of a thoracotomy operation can be shortened remarkably, and a patient's burden can be mitigated.

[0081] Moreover, since it becomes possible about an agitation propagation circuit unusual as mentioned above insurance and to identify quickly and with high precision even if it does not use the conventional diagnostic approach of having conducted electrophysiology-inspection by the catheter, carrying out thorax radioscopy, the X-ray contamination time amount of a medical practitioner or a radiological technologist can be shortened remarkably, and the burden of a medical practitioner and a radiological technologist can be mitigated.

[0082] Moreover, by using together the identification approach of the electric revolution way by the

gestalt 1 of this operation with the catheter cautery by the RF, the auricular flutter and atrial fibrillation can be treated by the operation of low invasiveness, and a patient's burden can be mitigated further.

[0083] Furthermore, with the gestalt 1 of this operation, since current density distribution is measured as data in which the electric active state in a myocardium is shown, it can diagnose, taking easily the adjustment of the current density distribution in a myocardium, and the medical knowledge about a survival myocardium.

[0084] With the gestalt 1 of the [gestalt 2 of operation] above-mentioned operation, in order to form an anatomical image, many tomograms for a test subject needed to be obtained and inspection by the MRI method, an X-ray CT method, etc. was conducted in advance. For this reason, while the count of inspection increased and becoming a patient's burden, inspection and the therapy linked directly were not able to be performed.

[0085] By making formation of an anatomical image unnecessary, the gestalt 2 of implementation of this invention reduces the count of inspection, and offers the identification approach of the heart field diagnostic equipment which can link directly and carry out diagnosis and inspection, and an electric revolution way.

[0086] Drawing 10 is the functional block diagram showing roughly the configuration of the heart field diagnostic equipment of the auricular flutter and atrial fibrillation by the gestalt 2 of implementation of this invention.

[0087] Since the field distribution metering device 1 was already explained in relation to the gestalt 1 of operation with reference to drawing 10, here does not explain repeatedly.

[0088] The field distribution time series data generated by the field distribution metering device 1 are given to an arithmetic unit 5. An arithmetic unit 5 generates the data in which the three-dimension electric active state in a myocardium, for example, three-dimension-current density distribution, is shown using the count technique, such as the SAM method described previously or the MUSIC method, based on the given field distribution time series data. And an arithmetic unit 5 piles up the data in which the agitation (stimulus) propagation path in the heart of the period which is equivalent to a QRS complex from the P wave of an electrocardiogram is shown, and the data in which current density distribution is shown based on the generated three-dimension-current density distribution data, and gives them to a display 6.

[0089] An indicating equipment 6 is piled up and displayed on the three-dimension-image of the agitation propagation path equivalent to the period of a QRS complex from the P wave of the electrocardiogram similarly asked for the image in which the current density distribution in the myocardium which the data generated by the arithmetic unit 5 show is shown by the arithmetic unit 5. Consequently, even if it does not use an anatomical image like the gestalt 1 of operation, it becomes possible to identify the physical relationship of the electric revolution way in a myocardium in three dimension.

[0090] Next, drawing 11 is the block diagram in which having taken shape more and having shown the configuration of the heart field diagnostic equipment by the gestalt 2 of implementation of this invention shown in drawing 10.

[0091] Since it is the same as the field distribution metering device 1 which explained the field distribution metering device 1 in relation to drawing 2 and drawing 3 with reference to drawing 11, explanation is omitted here.

[0092] The field distribution time series data outputted from the field distribution metering device 1 are given to the arithmetic unit 5 of drawing 11, and this arithmetic unit 5 changes field distribution time series data into current density distribution time series data by the SAM method or the MUSIC method explained in relation to drawing 6.

[0093] Here, the electrocardiograph 21 which records a test subject's 12 electrocardiogram is formed, and a test subject's 12 electrocardiogram data point measured by this is given to an arithmetic unit 5.

[0094] Here, if the wave of an electrocardiogram and the generated current density distribution are matched, matching with an electrocardiogram and the event generated in the heart will also be attained.

[0095] Here, (a) of drawing 12 is drawing showing the normal stimulus propagation path in the heart

typically, and (b) shows the electrocardiographic complex for one heartbeat.

[0096] With reference to drawing 12, the S-A node or nodus sinuatrialis of the heart has a function as a pacemaker which determines a heartbeat, ignites at fixed spacing (timing of the P wave of an electrocardiogram), and generates a pulse. This pulse transmits a pulse to the downward ventricle through a Purkinje-fibers system after fixed time amount propagation and here at the nodus atrioventricularis through the decided stimulus propagation path from a hysteries (HIS) bundle, and contraction of a myocardium produces it at a stretch. Propagation of a stimulus of a Purkinje-fibers system is equivalent to the period (isovolumetric contraction period) of the QRS complex of an electrocardiogram from this bundle of His.

[0097] Therefore, an arithmetic unit 5 generates the image data which shows the stimulus propagation path as the normal root as shown in drawing 12 (a) in the analysis of the heart field related with the period of a QRS complex from this P wave, i.e., the current density distribution in a myocardium.

[0098] The image of a stimulus propagation path shown in such drawing 12 (a) can be used as a template display instead of the anatomical image of the gestalt 1 of operation. That is, if the hypersthenia circuit produced around it when the stimulus propagation path of the normal root show in this drawing 12 (a) be displayed, even if there be no anatomical image of a three dimension like the gestalt 1 of operation, for example, an unusual electric revolution way, (broken line in drawing 12 (a)) be a medical practitioner, anatomical matching be easily possible for it, and it can identify that location, magnitude, and a configuration.

[0099] The arithmetic unit 5 of drawing 11 generates the data in which it lays on top of the display of the stimulus propagation circuit as such a template, and the generated current density distribution is shown. As mentioned above, by paying one's attention to local revolution of the image showing current density distribution, it is possible to find out a hypersthenia circuit, i.e., an electric revolution way, and such image data is compounded by the image data of an above-mentioned template, and is given to a display 6.

[0100] Based on the data from an arithmetic unit 5, the indicating equipment 6 shown in drawing 11 is laid on top of the normal stimulus propagation circuit as a template, and displays the image in which current density distribution is shown.

[0101] Drawing 13 is an example of the screen actually displayed with a display 6, lays on top of the normal stimulus propagation circuit as a template, and the image of current density distribution in which an unusual electric revolution way is shown is displayed.

[0102] If it is a medical practitioner, only based on the relative location of an electric revolution way to the normal stimulus propagation circuit as a template shown in drawing 13, anatomical matching is easily possible and the location of an electric revolution way, magnitude, and a configuration can be identified.

[0103] Drawing 14 and drawing 15 are the flow Figs. showing the identification approach of the current revolution way in the myocardium performed by the heart field diagnostic equipment by the gestalt 2 of the above operation.

[0104] First, with reference to drawing 14, in step S11, in two or more coordinates on a body thorax, non-contact MAG measurement is performed using the field distribution metering device 1, and two or more field time series data are generated and recorded.

[0105] Next, in step S12, the initial time of day of analysis is set as the P wave start time tsP of an electrocardiogram, analysis end time is set as the QRS complex end time $teQRS$ of an electrocardiogram, and the time interval of analysis is determined as $deltat$.

[0106] Next, in step S13, tsP which is the start time of a P wave is substituted for the analysis time of day t .

[0107] And in step S14, processing of the following steps S15-S17 is repeated until analysis time amount reaches at end time $teQRS$.

[0108] That is, in step S15, the cardiac field distribution data in the assignment analysis time of day t are processed by the SAM method or the MUSIC method with an arithmetic unit 5, and the current density distribution data in a myocardium are generated.

[0109] Next, in step S16, the image which performed three-dimension transparent transformation to the current density distribution data in a myocardium from the predetermined starting point is displayed.

[0110] Next, in step S17, it judges whether Δt was added to the analysis time of day t , and it returned to step S14, and reached at end time t_{QRS} . When having reached here at end time t_{QRS} is judged, it means that the image data which shows the stimulus propagation path which is the normal root which matches with the period from a P wave to a QRS complex among the waves of an electrocardiogram, and is shown in drawing 12 (a) was obtained.

[0111] Next, it progresses to step S18 of drawing 15, the initial time of day of analysis is set as t_s , the end time of analysis is set as t_e , and an analysis time interval is determined as Δt .

[0112] Next, the initial time of day t_s is substituted for the analysis time of day t in step S19. Next, in step S20, the following steps S21-S23 are performed until it is judged that the analysis time of day t reached at end time t_e .

[0113] That is, in step S21, with an arithmetic unit 5, the cardiac field distribution data in the assignment analysis time of day t are processed by the SAM method or the MUSIC method, and the current density distribution data in a myocardium are generated.

[0114] Next, in step S22, the current density data in a myocardium are piled up and displayed on the image of the normal stimulus propagation circuit which performed three-dimension transparent transformation from the predetermined starting point.

[0115] It judges whether furthermore, in step S23, Δt was added to the analysis time of day t , and it returned to step S20, and reached at end time t_e . By this, the data in which the current density distribution in a myocardium is shown will be piled up and displayed on the image of the normal stimulus propagation path (drawing 12 (a)) obtained in the flow Fig. of drawing 14.

[0116] According to the gestalt 2 of implementation of this invention, as mentioned above, the image in which the current density distribution in the myocardium obtained by the non-invasive magnetic measurement on the thorax of the test subject using a SQUID fluxmeter is shown By displaying on the normal stimulus propagation path as a template in piles It enables a medical practitioner to identify the relative physical relationship over the stimulus propagation circuit of the unusual agitation propagation circuit in the myocardium leading to the auricular flutter and atrial fibrillation, i.e., an electric revolution way, magnitude, and a configuration in three dimension, without piling up with other anatomical images. Therefore, with the gestalt 2 of this operation, the prior inspection for obtaining an anatomical image is omissible.

[0117] Moreover, carrying out thorax radioscopy, also in the conventional method of performing the inspection and the therapy by the catheter, as mentioned above, insurance and since identification of the unusual agitation propagation circuit in a myocardium is attained with high precision quickly, the X-ray contamination time amount of a medical practitioner or a radiological technologist can be shortened remarkably, and the burden of a medical practitioner and a radiological technologist can be mitigated.

[0118] Moreover, since the inspection for anatomical image creation becomes unnecessary, by using together the identification approach of the electric revolution way by the gestalt 2 of this operation with the catheter cautery by the RF, a diagnosis of the auricular flutter and atrial fibrillation and the therapy linked directly can be performed, and a patient's burden can be mitigated further.

[0119] Furthermore, with the gestalt 2 of this operation, since current density distribution is measured as data in which the electric active state in a myocardium is shown, a diagnosis can be easily performed for the adjustment of the current density distribution in a myocardium, and the medical knowledge about a survival myocardium with picking.

[0120] It should be thought that the gestalt of the operation indicated this time is [no] instantiation at points, and restrictive. The range of this invention is shown by the above-mentioned not explanation but claim, and it is meant that all modification in a claim, equal semantics, and within the limits is included.

[0121]

[Effect of the Invention] As mentioned above, since the electric active state in a myocardium acquired by the non-invasion MAG measurement on a patient's thorax can be indicated by visible on a three dimension anatomical image according to this invention, the location of the unusual electric revolution

way in a myocardium, a configuration, and the number can be identified in three dimension.

[0122] Therefore, the annual X-ray contamination time amount of the medical practitioner in the case of conducting electrophysiology-inspection by the catheter or a radiological technologist can be reduced remarkably, carrying out thorax radioscopy, the operation time amount in a thoracotomy can be shortened remarkably, consequently the burden of both a patient and a medical practitioner can be mitigated.

[0123] Furthermore, efficient diagnostics becomes possible by using this invention together before the therapy by the catheter cautery using a RF.

[0124] When the data in which the electric active state generated especially is shown are current density distribution data, un-arranging [that a result changes according to a setup of the number or initial value] does not arise like [correspondence with current density distribution of the unusual agitation propagation circuit in the generated myocardium and the current density distribution in a myocardium is easy, and] the conventional analysis approach of having copied the source of a magnetic field by one piece or two or more current dipoles.

[0125] The location of the unusual electric revolution way in a myocardium, magnitude, a configuration, and the number can be identified in three dimension, without obtaining an anatomical image by piling up and displaying an unusual electric revolution way in three dimensions in the normal stimulus propagation circuit from the same test subject's nodus sinuatrialis to a bundle-of-His-Purkinje-fibers system according to the aspect of affairs of further others of this invention. That is, the inspection for obtaining an anatomical image can be omitted and the effectiveness that economic effectiveness increases more is done so.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is the functional block diagram showing roughly the configuration of the heart field diagnostic equipment of the auricular flutter by the gestalt 1 of implementation of this invention, and atrial fibrillation.

[Drawing 2] It is the block diagram in which having taken shape more and having shown the configuration of heart field diagnostic equipment shown in drawing 1.

[Drawing 3] It is the block diagram showing the detailed configuration of the field distribution metering device shown in drawing 2.

[Drawing 4] It is drawing showing the example of an array of two or more field sensors which can be set on a test subject's front face of a thorax.

[Drawing 5] It is drawing showing the field time series data obtained from each of two or more sensors of drawing 4.

[Drawing 6] It is drawing which explains typically how to compute current density data from field time series data.

[Drawing 7] It is drawing showing the example of the three-dimension-anatomical image displayed on a display 4.

[Drawing 8] It is the fault Fig. showing one cross section of the three-dimension-anatomical image shown in drawing 7.

[Drawing 9] It is a flow Fig. explaining actuation of the heart field diagnostic equipment by the gestalt 1 of implementation of this invention.

[Drawing 10] It is the functional block diagram showing roughly the configuration of the heart field diagnostic equipment of the auricular flutter by the gestalt 2 of implementation of this invention, and atrial fibrillation.

[Drawing 11] It is the block diagram in which having taken shape more and having shown the configuration of the heart field diagnostic equipment by the gestalt 2 of implementation of this invention shown in drawing 10.

[Drawing 12] It is drawing showing typically the normal stimulus propagation path and electrocardiographic complex in the heart.

[Drawing 13] It is drawing showing the image of the normal stimulus propagation path actually displayed with the display 6, and an unusual electric revolution way.

[Drawing 14] It is a flow Fig. explaining actuation of the heart field diagnostic equipment by the gestalt 2 of operation.

[Drawing 15] It is a flow Fig. explaining actuation of the heart field diagnostic equipment by the gestalt 2 of operation.

[Description of Notations]

1 A field distribution metering device, 2 The 1st arithmetic unit, 3 The 2nd arithmetic unit, 4, six indicating equipments, 5 An arithmetic unit, 11 MSR, 12 A test subject, 13 A dewar, 14 operation part, 15 A SQUID fluxmeter, 16 A sensing coil, 17 A coil, 18 superconduction loop formation, 19 A

modulation coil, 20 Nb shielding, 21 Electrocardiograph.

[Translation done.]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002-28143

(P2002-28143A)

(43)公開日 平成14年1月29日(2002.1.29)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-リ-ト*(参考)
A 6 1 B 5/05		A 6 1 B 5/05	A 2 G 0 1 7
G 0 1 R 33/035	Z A A	G 0 1 R 33/035	Z A A 4 C 0 2 7

審査請求 未請求 請求項の数8 OL (全14頁)

(21)出願番号 特願2000-217833(P2000-217833)

(22)出願日 平成12年7月18日(2000.7.18)

(71)出願人 396020800

科学技術振興事業団

埼玉県川口市本町4丁目1番8号

(71)出願人 000003621

株式会社竹中工務店

大阪府大阪市中央区本町4丁目1番13号

(71)出願人 591167430

株式会社関西新技術研究所

大阪府大阪市中央区平野町4丁目1-2

(72)発明者 中居 賢司

岩手県盛岡市上田堤1-12-14

(74)代理人 100064746

弁理士 深見 久郎 (外2名)

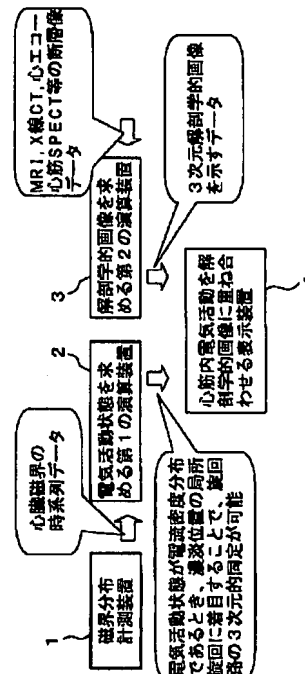
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置および心房粗動および心房細動の電気的旋回路の同定方法

(57)【要約】

【課題】 心房粗動および心房細動などの心筋内の異常な電気的旋回路の位置を安全、迅速かつ高精度に同定することができる心臓磁界診断装置および電気的旋回路の同定方法を提供する。

【解決手段】 磁界分布計測装置1は、被験者の胸部上の複数座標における非接触磁気計測により磁界分布時系列データを形成する。第1の演算装置2はこれに応じて、心筋内の3次元電流密度分布を表わす画像データを生成する。第2の演算装置3は、断層診断装置を用いて別途得られた複数の断層画像データを加工して3次元解剖学的画像データを生成する。表示装置4は、これらのデータを受け、解剖学的画像上に心筋内電流密度を表わす画像を表示する。これにより心筋内に異常な電気的旋回路が生じた場合にその解剖学的位置関係を容易に同定することが可能となる。また、解剖学的画像の代わりに、正常な刺激伝播回路を示す画像をテンプレートとして用いてもよい。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置であって、

被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により前記複数の座標に対応する複数の磁界時系列データを取得し、かつ前記複数の磁界時系列データに基づいて前記胸部上の磁界分布時系列データを生成する磁界分布計測手段と、

前記生成された磁界分布時系列データに基づいて前記被験者の心筋内の3次元電気的活動状態を示すデータを生成する第1の演算手段と、

別途供給された前記被験者の胸部断層画像データを加工して解剖学的画像を示すデータを生成する第2の演算手段と、

前記第1の演算手段により生成されたデータが示す前記心筋内の3次元電気的活動状態の画像を、前記第2の演算手段により生成されたデータが示す前記解剖学的画像に重ね合わせて表示する表示処理を行なう表示手段とを備え、これにより、心筋内の異常な電気的旋回路を3次元的に同定することができる、心臓磁界診断装置。

【請求項2】 前記第1の演算手段によって生成される前記心筋内の3次元電気的活動状態を示すデータは、心筋内の電流密度分布時系列データであり、前記表示手段は、前記電流密度分布時系列データに基づいて、前記解剖学的画像上に複数の異常な電気的旋回路の位置を3次元的に表示する、請求項1に記載の心臓磁界診断装置。

【請求項3】 心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置であって、

被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により前記複数の座標に対応する複数の磁界時系列データを取得し、かつ前記複数の磁界時系列データに基づいて前記胸部上の磁界分布時系列データを生成する磁界分布計測手段と、

前記生成された磁界分布時系列データに基づいて前記被験者の心筋内の3次元電気的活動状態を示すデータを生成する演算手段と、

前記演算手段により生成されたデータに基づいて、前記被験者の心臓の洞結節からヒス束-プルキンエ繊維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の異常な電気的旋回路を示す画像とを重ね合わせて表示する表示処理を行なう表示手段とを備え、これにより、心筋内の異常な電気的旋回路を3次元的に同定することができる、心臓磁界診断装置。

【請求項4】 前記演算手段によって生成される前記心筋内の3次元電気的活動状態を示すデータは、心筋内の電流密度分布時系列データであり、前記表示手段は、前記電流密度分布時系列データに基づいて、前記刺激伝播経路を示す画像上に複数の異常な電気的旋回路の位置を3次元的に表示する、請求項3に記載の心臓磁界診断装置。

【請求項5】 心房粗動および心房細動の電気的旋回路の同定方法であって、

被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により取得された前記複数の座標に対応する複数の磁界時系列データに基づいて生成された前記胸部上の磁界分布時系列データに基づいて、前記被験者の心筋内の3次元電気的活動状態を示す第1のデータを生成するステップと、

別途供給された前記被験者の胸部断層画像データを加工して解剖学的画像を示す第2のデータを生成するステップと、

前記第1のデータが示す前記心筋内の3次元電気的活動状態の画像を、前記第2のデータが示す前記解剖学的画像に重ね合わせて表示することにより、心筋内の異常な電気的旋回路を3次元的に同定することを可能にするステップとを備える、電気的旋回路の同定方法。

【請求項6】 前記第1のデータが示す心筋内の3次元電気的活動状態は、心筋内の電流密度分布である、請求項5に記載の電気的旋回路の同定方法。

【請求項7】 心房粗動および心房細動の電気的旋回路の同定方法であって、

被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により取得された前記複数の座標に対応する複数の磁界時系列データに基づいて生成された前記胸部上の磁界分布時系列データに基づいて、前記被験者の心筋内の3次元電気的活動状態を示すデータを生成するステップと、

前記生成されたデータに基づいて、前記被験者の心臓の洞結節からヒス束-プルキンエ繊維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の異常な電気的旋回路を示す画像とを重ね合わせて表示することにより、心筋内の異常な電気的旋回路を3次元的に同定することを可能にするステップとを備える、電気的旋回路の同定方法。

【請求項8】 前記データが示す心筋内の3次元電気的活動状態は、心筋内の電流密度分布である、請求項7に記載の電気的旋回路の同定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、心臓磁界診断装置および電気的旋回路の同定方法に関し、より特定的には、心房粗動および心房細動の原因となる心筋内の異常な興奮伝播経路の3次元的位置を非接触磁気計測により非侵襲的に診断するための心臓磁界診断装置および電気的旋回路の同定方法に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、心疾患の診断を行なうために、心電図を記録する方法が一般的に採用されている。

【0003】しかしながら、従来の心電図法では、たとえば心臓手術の際に治療すべき部位の位置、大きさ、形状を推定するためには不十分であり、患部位置の満足できる推定を行なうことができなかった。

【0004】これは、心電図法が間接的な計測方法であることによる。すなわち、心臓から体表面までに存在する組織、心臓と他の臓器や骨との位置的関係、心臓の大きさ、人体の各組織ごとの電気伝導率などが被験者ごとに大きく異なるため、心電図のような間接的計測で得られる情報では患部位置を正確に特定することは極めて困難であった。

【0005】このような間接的計測法による問題点に鑑み、より直接的な患部位置の同定方法が採用されている。

【0006】たとえば、外科的開胸手術によって暴露した心臓に、針電極を直接刺し、または網状電極を接触させることにより、多点同時の心筋電位計測を行ない、患部位置を正確に推定する方法が採用されている。しかしながら、開胸手術そのものは患者の負担が大きく、しかも開胸手術中に行なわれる患部位置同定のための多点同時心筋電位測定およびそのデータ解析に長時間を要するため、開胸手術自体が長時間化してしまうという問題点がある。

【0007】このため、短時間で高精度の患部位置の推定を可能にする方法が強く要望されていた。

【0008】また、他の直接的な方法として、カテーテルを用いた診断・治療も近年採用されている。この方法は、カテーテル先端部に電極とヒータとを具備したカテーテルを被験者の体内に挿入し、胸部X線透視を行ないながら電気生理学的検査を行なうことによって患部位置を特定するとともに、高周波を用いたカテーテル焼灼法と呼ばれる方法により標的部位を急速加熱することにより迅速な治療を行なう方法である。

【0009】しかしながら、この方法では、電気生理学的検査に時間を要するため、胸部X線透視による医師および放射線技師のX線被曝量が大きいという問題がある。

【0010】一方、さまざまな心疾患の中で、心房粗動および心房細動は、心筋内に異常な興奮伝播回路が形成されることにより引き起こされることが知られている。より詳細に説明すると、心房粗動は、三尖弁輪周辺でマクロ・リエントリ (macro re-entry) 回路と呼ばれる異常な電気的旋回路が形成されることにより、そして心房細動は、心房内で多数のマクロ・リエントリ (micro re-entry) 回路と呼ばれる異常な電気的旋回路が形成されること (multiple wavelet theory) により引き起こされる。最近の研究では、発作性心房細動の初期においては、肺静脈の局所における発火 (firing) 亢進がその誘因であることが知られている。

【0011】心房粗動および心房細動の治療のためには、これらのリエントリ回路や肺静脈局所における発火部位を同定することが重要である。しかしながら、上述のように心電図法による間接的計測では正確な同定は困難であり、また外科的開胸手術時の心筋電位計測やカテ

ーテルを用いた電気生理学的検査のような直接的検査では患者や医師に対する負担が大きい。

【0012】そこで、これらのリエントリ回路や肺静脈局所における発火部位を非侵襲的に診断することが強く望まれている。

【0013】一方、地磁気の10億分の1程度の磁束を高感度を検出することができる超電導量子干渉素子 (Superconducting Quantum Interference Device: 以下、SQUIDと略する) を用いたSQUID磁束計がさまざまな分野で応用されている。特に、前述のように非侵襲性の計測が強く要望されている生体計測の分野では、SQUID磁束計を用いた人体の非接触磁気計測が試みられている。

【0014】特に、近年の薄膜素子製造技術の進歩によりDC-SQUIDが開発されたことにより、SQUID磁束計を用いて心臓の磁界分布である心磁図を計測することが試みられつつある。

【0015】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、心磁図だけでは、人体内における患部の位置、大きさ、形状を直接表示することはできず、心臓内における電気的旋回路の相対的な位置関係を医師に的確に知らせることが困難であった。

【0016】このため、心房粗動および心房細動の診断に際し、原因となる心筋内の異常な興奮伝播回路の位置を同定するために、心磁図が示す心磁界分布から心筋内の電流活動を可視化する方法が提案されてきた。そのような方法として、1つまたは複数の電流ダイポールで磁場源を模倣して可視化する方法が採用されてきた。しかし、マイクロ・リエントリ回路が多数存在する場合には、その個数やそれぞれの回路の位置を正確に同定することができないという問題があった。また、このような方法では、設定される初期値次第で磁場源の模倣結果が異なってしまうという問題があった。

【0017】それゆえに、この発明の目的は、心房粗動および心房細動の診断に際し、非侵襲的な磁気計測により得られた心筋内の3次元電気的活動状態を示すデータに基づいて、心筋内における異常な電気的旋回路の位置関係を安全、迅速かつ高精度に同定することができる心臓磁界診断装置および電気的旋回路の同定方法を提供することである。

【0018】

【課題を解決するための手段】この発明による心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置は、磁界分布計測手段と、第1の演算手段と、第2の演算手段と、表示手段とを備える。磁界分布計測手段は、被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により複数の座標に対応する複数の磁界時系列データを取得し、かつ複数の磁界時系列データに基づいて胸部上の磁界分布時系列データを生成する。第1の演算手段は、生成された磁界分布

時系列データに基づいて被験者の心筋内の3次元電氣的活動状態を示すデータを生成する。第2の演算手段は、別途供給された被験者の胸部断層画像データを加工して解剖学的画像を示すデータを生成する。表示手段は、第1の演算手段により生成されたデータが示す心筋内の3次元電氣的活動状態の画像を、第2の演算手段により生成されたデータが示す解剖学的画像に重ね合わせて表示する表示処理を行なう。これにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を3次元的に同定することができる。

【0019】好ましくは、第1の演算手段によって生成される心筋内の3次元電氣的活動状態を示すデータは、心筋内の電流密度分布時系列データであり、表示手段は、電流密度分布時系列データに基づいて、解剖学的画像上に複数の異常な電氣的旋回路の位置を3次元的に表示する。

【0020】この発明の他の局面に従うと、心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置は、磁界分布計測手段と、演算手段と、表示手段とを備える。磁界分布計測手段は、被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により複数の座標に対応する複数の磁界時系列データを取得し、かつ複数の磁界時系列データに基づいて胸部上の磁界分布時系列データを生成する。演算手段は、生成された磁界分布時系列データに基づいて被験者の心筋内の3次元電氣的活動状態を示すデータを生成する。表示手段は、演算手段により生成されたデータに基づいて、被験者の心臓の洞結節からヒス束-プルキンエ繊維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の異常な電氣的旋回路を示す画像とを重ね合わせて表示する表示処理を行なう。これにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を3次元的に同定することができる。

【0021】好ましくは、演算手段によって生成される心筋内の3次元電氣的活動状態を示すデータは、心筋内の電流密度分布時系列データであり、表示手段は、電流密度分布時系列データに基づいて、刺激伝播経路を示す画像上に複数の異常な電氣的旋回路の位置を3次元的に表示する。

【0022】この発明の他の局面に従うと、心房粗動および心房細動の電氣的旋回路の同定方法は、被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により取得された複数の座標に対応する複数の磁界時系列データに基づいて生成された胸部上の磁界分布時系列データに基づいて、被験者の心筋内の3次元電氣的活動状態を示す第1のデータを生成するステップと、別途供給された被験者の胸部断層画像データを加工して解剖学的画像を示す第2のデータを生成するステップと、第1のデータが示す心筋内の3次元電氣的活動状態の画像を、第2のデータが示す解剖学的画像に重ね合わせて表示することにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を3次元的に同定することを可能にするステップとを備えている。

【0023】好ましくは、第1のデータが示す心筋内の

3次元電氣的活動状態は、心筋内の電流密度分布である。

【0024】この発明のさらに他の局面に従うと、心房粗動および心房細動の電氣的旋回路の同定方法は、被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測により取得された複数の座標に対応する複数の磁界時系列データに基づいて生成された胸部上の磁界分布時系列データに基づいて、被験者の心筋内の3次元電氣的活動状態を示すデータを生成するステップと、生成されたデータに基づいて、被験者の心臓の洞結節からヒス束-プルキンエ繊維系への刺激伝播経路を示す画像と、心筋内の異常な電氣的旋回路を示す画像とを重ね合わせて表示することにより、心筋内の異常な電氣的旋回路を3次元的に同定することを可能にするステップとを備える。

【0025】好ましくは、データが示す心筋内の3次元電氣的活動状態は、心筋内の電流密度分布である。

【0026】したがって、この発明によれば、非侵襲的な磁気計測により得た心筋内の3次元電氣的活動状態を示す画像を、他の医用診断装置で撮影された同一被験者の胸部断層画像データを加工して得られた解剖学的画像上に重ね合わせて表示することにより、心房粗動および心房細動の原因となる異常な電氣的旋回路の心筋内における位置関係を医師が安全、迅速かつ高精度に同定することが可能となる。

【0027】さらに、この発明によれば、非侵襲的な磁気計測により得た心筋内の3次元電氣的活動状態を示す画像を、同一被験者の心臓の洞結節からヒス束-プルキンエ繊維系への刺激伝播経路を示す画像上に重ね合わせて表示することにより、心房粗動および心房細動の原因となる異常な電氣的旋回路の心筋内における位置関係を医師が安全、迅速かつ高精度に同定することが可能となる。

【0028】

【発明の実施の形態】以下、この発明の実施の形態を図面を参照して詳しく説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰返さない。

【0029】[実施の形態1] 図1は、この発明の実施の形態1による、心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

【0030】図1を参照して、磁界分布計測装置1は、たとえば、後で詳述するSQUID磁束計のような計測手段を用いて、被験者の胸部上の複数の座標における非接触磁気計測を行ない、複数の座標に対応する複数の磁界時系列データを取得する。そして、取得した複数の磁界時系列データに基づいて、胸部上の、すなわち心臓磁場の磁界分布時系列データを生成して出力する。

【0031】磁界分布計測装置1によって計測された心臓の磁界分布時系列データに基づいて、第1の演算装置2は、たとえば、後述する種々の公知の計算手法を用いて、心筋内の3次元電氣的活動状態を示す第1のデータ

を生成して出力する。

【0032】一方、核磁気共鳴(MRI)法、X線CT法、心エコー図法、心筋SPECT法などの断層診断装置によって別途得られた同一被験者の胸部の断層画像データ(複数枚の断層画像のデータを含む)が、第2の演算装置3に与えられ、第2の演算装置3は、これらの断層画像データを加工して3次元的な解剖学的画像を示す第2のデータを生成して出力する。

【0033】ここで、上述の第1のデータを画像で表現すると、第1の演算装置2で得られた電気的活動状態がたとえば心筋内の電流密度分布であるときには、電流密度分布を表わす画像の濃淡の局所的旋回に着目することによって、電気的旋回路の3次元的な同定が可能となる。

【0034】表示装置4は、第1の演算装置によって生成された第1のデータが示す心筋内の3次元電気的活動(たとえば電流密度分布)を示す画像を、第2の演算装置3によって生成された第2のデータが示す被験者の胸部の3次元的解剖学的画像に重ね合わせて表示する。この結果、解剖学的画像上において心筋内の電気的旋回路の位置関係を3次元的に同定することができる。

【0035】次に、図2は、図1に示したこの発明の実施の形態1による心臓磁界診断装置の構成をより具体化して示したブロック図である。

【0036】図2を参照して、磁界分布計測装置1は、磁気シールドルーム(Magnetic Shield Room: 以下、MSR)11内において、被験者12の胸部上において非接触の磁気計測を行なうように設置された、SQUID磁束計を内蔵するデュワー13と、磁界分布データの演算部14とを備えている。

【0037】デュワー13内には液体ヘリウムが満たされて超電導が生じる低温系の環境が形成されており、その中に、超電導体からなる検出コイルで構成されたSQUID磁束計が収納されている。

【0038】図3は、図2に示したMSR11内のデュワー13内の超低温系に設置されるSQUID磁束計15、および常温系のMSR11内に設置される演算部14をより詳細に示すブロック図である。

【0039】なお、図3に示した構成は、被験者の胸部上の1点の磁界データを計測するための1チャンネル分の構成である。後述するように、この発明では、被験者の胸部上において複数の座標における磁場の多点同時計測を行なう。したがって、図2のMSR11内には、図3に示す1チャンネル分の構成が、計測に必要な複数チャンネル分設けられていることになる。

【0040】以下に、図3を参照して、1チャンネル分のSQUID磁束計による磁界データの生成について説明する。

【0041】まず、SQUID磁束計15は、被験者の胸部表面から発生する磁場を検出するための、超電導体

からなるピックアップコイル16を備える。ピックアップコイル16が磁場を捉えると電流が流れ、この電流はコイル17に引き込まれてNbシールド20内に磁場を生じさせる。

【0042】この結果、この磁場に対して線形に変化する磁場が超電導ループ18内に形成され、この超電導ループ18の両端の電圧を、常温系のMSR11内に設置された演算部14の増幅器によって検出し、演算部14は、検出電圧に変化が生じないよう、Nbシールド20内のモジュレーションコイル19に流れる電流を調整する。

【0043】すなわち、このSQUIDによる生体の磁場の検出は、発生する磁場を直接計測するものではなく、いわゆるゼロ位法を用いて、超電導リング18内の磁場が常に一定値となるようにフィードバックをかける(具体的にはモジュレーションコイル19に流れる電流を調整してモジュレーションコイル19に発生する磁場を制御することにより、超電導ループ18内に常に一定の磁場が生じるようにする)ことにより、ピックアップコイル16で検出される磁場を、演算部14が電気信号に変換して出力するものである。このようなフィードバックの手法は通常、フラックスロックトループ(flux locked loop: 以下、FLL)と呼ばれる周知の技術である。

【0044】このようなSQUID磁束計15およびその演算部14は周知の技術であるため、これ以上の説明を省略する。

【0045】前述のように、図3に示した構成は、1チャンネル分の磁界データの計測に必要な構成であり、被験者の胸部前面上における1点で計測された磁場の磁界時系列データを示す電気信号を出力するものである。

【0046】この発明では、前述のように被験者の胸部前面に多くのセンサ(SQUID磁束計)を配列し、胸部前面上の磁場を多点測定しようとするものである。磁場は時間的に変化するものであり、たとえば1心拍に相当する期間中においても、測定場所が異なれば磁場は場所に応じた異なる変化をする。

【0047】図4は、被験者の胸部前面上における複数のセンサ(各々が1チャンネルのSQUID磁束計)の配置の一例を示す図である。また、図5は、図4の複数のセンサのそれぞれの位置に対応してそれぞれのセンサから得られた、1心拍期間における磁場の変化を示す1群の磁界時系列データを示している。

【0048】図2に示す磁界分布計測装置1から出力されるデータは、図5に示すような複数の測定位置(座標)に対応する1群の磁界時系列データであるが、ある特定の時刻に着目してこれらの1群の磁界時系列データを捉えると、測定対象である胸部前面上におけるある時刻の磁場の強さの分布状態を示す実際の山谷の様子をグラフ(図)で表現するのは困難なので、天気図の気圧の

ように等高線図で表現している磁界分布データが得られる。この意味からも、磁界分布計測装置1から出力されるデータは、胸部前面上の磁界分布時系列データとして捉えることができる。

【0049】磁界分布計測装置1から出力されるこのような1群の磁界時系列データ、すなわち磁界分布時系列データは、図2の第1の演算装置2に与えられる。この第1の演算装置2は、ある時刻の磁界分布データに基づいてその瞬間における胸部内の電氣的活動、たとえばその瞬間に流れる胸部内の電流密度を求めるように機能する。

【0050】磁界分布計測装置1によって生成された磁界分布時系列データから、測定対象となる人体内の部位（この発明では心臓）における3次元的な電氣的活動の情報、たとえば当該部位を流れる電流密度分布を第1の演算装置2で求める手法について説明する。

【0051】図6は、このような電流密度を求める方法を模式的に説明する図である。以下に説明する方法では、解析しようとする人体内の特定の1つの部位に仮に電流センサ（仮想センサ）が設けられていたとすれば、あたかもそこに流れるはずの電流を間接的に算出しようとするものである。このため、人体胸部前面に設置されたすべてのセンサ（SQUID磁束計）から得られる磁界時系列データにある係数をかけてその総和をとることによって、当該仮想センサの電流出力を得ることができる。そして、この係数をどのように求めるかがこの演算における中心的な課題となる。

【0052】以下に、図6を参照して、電流密度を求める手法についてより詳細に説明する。まず、人体表面（胸部前面）上に、総数がN個の磁界センサが配列されているものとする。一方、解析対象である人体（胸部、特に心臓）を、各々が小さなブロックであるボクセルの集合体とみなす。ここで、ボクセルの総数をM個とする。

【0053】各センサjから得られる磁界時系列データを $B_j(t)$ とし、各センサ出力 $(B_j(t))$ に対応するボクセルiの空間フィルタ係数を β_{ij} とする。

【0054】ここで、ボクセルiに仮想電流センサがあるものと考えた場合、当該仮想電流センサから得られる電流密度に対応する仮想センサ出力を $S_i(t)$ とすると、 $S_i(t)$ は次式で定義される。

【0055】

【数1】

$$S_i(t) = \sum_{j=1}^N \beta_{ij} \cdot B_j(t)$$

【0056】したがって、空間フィルタ係数 β_{ij} が決まれば、各ボクセルiにおける電流密度を得ることができ、解析対象全体における3次元電流密度分布を得ることができる。

【0057】上述の空間フィルタ係数 β_{ij} を、対応するボクセルiの分布電流に対してのみ鋭敏な感度を有するように設定する手法としては、SAM (Synthetic Aperture Magnetometry)、MUSIC (Multiple Signal Classification) などの種々の手法を用いることができる。SAMやMUSICは、これまで、レーダやソナーなどの分野で研究開発が行われてきたものであり、それぞれの手法は周知であるが、未だ心臓磁界の診断に応用されたことはない。

【0058】SAMやMUSICの手法によって空間フィルタ係数を用いて求められた各ボクセルのリアルタイムに算出された仮想センサ出力は、非常に高いリアルタイム性を有するという利点を有している。

【0059】SAMやMUSICの技術そのものは周知であり、またこれらの手法を用いて空間フィルタ係数を求めるアルゴリズムは極めて複雑なため、ここではその詳細な説明を省略するが、SAMについては、1999年発行のProceedings of the 11th International Conference on Biomagnetismの“Recent Advances in Biomagnetism” (Tohoku University Press発行) の第302頁から第305頁のRobinson SE および Vrba J による“Functional Neuroimaging by Synthetic Aperture Magnetometry (SAM)” に詳細に説明されている。MUSICについては、平成9年1月25日発行の原宏および栗城真也による「脳磁気科学—SQUID計測と医学応用—」(オーム社) の第117頁から第119頁に詳細に説明されている。

【0060】このようにして、第1の演算装置2は、磁界分布計測装置1によって生成された磁界分布データから解析対象である心臓内の3次元電流密度分布を示す時系列データを生成して表示装置4の一方入力に与える。

【0061】一方、図2に示す第2の演算装置3には、図示しない他の断層診断装置、たとえばMRI法、X線CT法、心エコー図法、心筋SPECT法などを用いて心電図同期トリガをかけて撮影された同一被験者の胸部の複数のスライス画像（たとえば5ミリピッチで十数枚程度）の画像データが入力される。

【0062】第2の演算装置3は、これらの複数のスライス画像のデータを加工（補間）して所定視点から3次元透視変換を施し、解剖学的画像を示す第2のデータを生成する。このように複数のスライス画像から3次元的な解剖学的画像を形成する技術は周知であり、たとえば特開平11-128224号公報、国際公開WO98/15226号公報などに詳細に開示されている。したがって、その詳細はここでは説明しない。

【0063】このようにして、第2の演算装置3は、同一被験者の心臓付近の胸部の3次元的な解剖学的画像を示す第2のデータを生成し、表示装置4の他方入力に与える。

11

【0064】図2の表示装置4は、第2の演算装置3からの第2のデータに基づいて形成した被験者の胸部の3次元的な解剖学的画像上に、第1の演算装置2からの第1のデータに基づいて形成した心筋内の3次元電流密度分布を示す画像を重ね合わせて表示する。

【0065】図7の(a)、(b)は各々、表示装置4によって表示される3次元的な解剖学的画像に重ね合わされた3次元電流密度分布のリアルタイム表示の態様を示す図であり、(a)と(b)とでは、時間の推移により電流密度分布が経時的に変化している。

【0066】図7の(a)、(b)の各々は、たとえば被験者の胸部を5ミリピッチでスライスして得た5枚程度の断層画像を補間処理した3次元画像であり、実際の表示画像の奥行き感を図面上で表現することは困難である。図7(a)、(b)の各図では、各画像を構成する線図が重複した複数の線図によって表現されていることから、複数のスライス画像の合成により形成された奥行き感のある立体的な解剖学的画像であることを推測することができる。

【0067】なお、図7の(a)、(b)の各々において、断層像の上側が人体の前面であり、下側が背面である。また(a)、(b)の各断層像は、下側(足側)から見た断層像である。

【0068】図7の(a)、(b)の各々において、Aで示す円の集合は、3次元解剖学的画像に重ね合わされた3次元電流密度分布を表示するものであり、各円の径の大きさが電流密度の大きさを表わしている。また、電流密度の大小は、画面上の特定の色の濃淡で表示することもできる。

【0069】また、図8は、図7の(a)、(b)のような深さのある立体的解剖学的画像のある深さにおける断層画像を抽出して表示するものであり、同様にAで示す円の集合が当該断層画像上における電流密度分布を表わしている。

【0070】このように、深さのある3次元解剖学的画像上に心筋内の3次元電流密度分布を表示することにより、医師は解剖学的画像上における心筋内の電流密度分布の相対的な位置関係を的確に把握することができる。特に、表示された電流密度分布が局所的旋回を示しているときには、心房粗動および心房細動の原因となる電気的旋回路の生じている心筋内の患部の位置、大きさ、および形状を的確に診断することができる。

【0071】図9は、以上の実施の形態1による心臓磁界診断装置によって実行される心筋内の電流密度分布(特に、異常な電気的旋回路)の同定方法を示すフロー図である。

【0072】図9を参照すると、まずステップS1において、磁界分布計測装置1により、人体胸部上の複数の座標において非接触磁気計測を行ない、複数の時系列データを生成し、必要であれば記録する。なお、第1の演

12

算装置2における前述のSAMまたはMUSICによる演算は、リアルタイムで供給される時系列データに対して実行可能である。

【0073】次に、ステップS2において、予め心電図同期トリガをかけて撮影した複数のMRI画像に対して、第2の演算装置3により補間演算(所定視点からの3次元透視変換)を施し、3次元の解剖学的画像を得る。

【0074】次に、ステップS3において、解析の初期時刻を t_s 、解析の終了時刻を t_e 、解析の時間間隔を Δt と定める。

【0075】次に、ステップS4において、解析時刻 t に初期時刻 t_s を代入して解析を開始する。そして、ステップS5において、解析時刻 t が終了時刻 t_e に達するまで、以下の処理を行なう。

【0076】すなわち、ステップS6において、第1の演算装置2により指定解析時刻 t における心臓磁界分布データをSAM法またはMUSIC法で処理して心筋内電流密度分布データを得る。

【0077】次に、ステップS7において、表示装置4により、心筋内電流密度分布データを、所定始点から3次元透視変換を施した解剖学的画像に重ね合わせて表示する。

【0078】次に、ステップS8において解析時刻 t に Δt を加算する。これらのステップS6～S8の処理が、解析時刻 t が終了時刻 t_e に達したことがステップS5で判断されるまで繰返され、終了時刻 t_e に達すると、解剖学的画像に重ね合わされた心筋内電流密度分布データの表示を終了する。

【0079】以上のように、この発明の実施の形態1によれば、SQUID磁束計を用いた被験者の胸部上の非侵襲的な磁気計測によって得られた心筋内の電流密度分布を示す画像を3次元解剖学的画像に重ねて表示することにより、心房粗動および心房細動の原因となる心筋内の異常な興奮伝播回路、すなわち電気的旋回路の解剖学的位置関係、大きさ、形状を医師が3次元的に同定することが可能となる。

【0080】このため、外科的開胸手術時に多点同時の心筋電位計測を行なわなくても、心房粗動および心房細動の原因となる異常な興奮伝播回路を、安全、迅速、かつ高精度に同定することが可能となり、開胸手術の手術時間を著しく短縮することができ、患者の負担を軽減することができる。

【0081】また、胸部X線透視をしながらカテーテルによる電気生理学的検査を行っていた従来の診断方法を用いなくとも、上述のように異常な興奮伝播回路を安全、迅速、かつ高精度に同定することが可能となるため、医師や放射線技師のX線被爆時間を著しく短縮ことができ、医師および放射線技師の負担を軽減することができる。

【0082】また、この実施の形態1による電氣的旋回路の同定方法を、高周波によるカテーテル焼灼法と併用することにより、低侵襲性の手術で心房粗動および心房細動を治療することができ、患者の負担をさらに軽減することができる。

【0083】さらに、この実施の形態1では、心筋内の電氣的活動状態を示すデータとして電流密度分布を計測しているので、心筋内電流密度分布と、生存心筋に関する医学的知見との整合性を容易にとりながら診断を行なうことができる。

【0084】[実施の形態2] 上述の実施の形態1では、解剖学的画像を形成するために、被験者の多数の断層像を得る必要があり、MRI法、X線CT法等による検査を事前に行なっていた。このため、検査回数が多くなり、患者の負担となるとともに、検査と直結した治療を行なうことができなかった。

【0085】この発明の実施の形態2は、解剖学的画像の形成を不要とすることにより、検査回数を減らし、診断と検査とを直結して実施することができる心臓磁界診断装置および電氣的旋回路の同定方法を提供するものである。

【0086】図10は、この発明の実施の形態2による、心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

【0087】図10を参照して、磁界分布計測装置1については、実施の形態1に関連して既に説明したので、ここでは繰返して説明しない。

【0088】磁界分布計測装置1によって生成された磁界分布時系列データは、演算装置5に与えられる。演算装置5は、与えられた磁界分布時系列データに基づいて、先に述べたSAM法あるいはMUSIC法等の計算手法を用いて心筋内の3次元電氣的活動状態、たとえば3次元電流密度分布を示すデータを生成する。そして、演算装置5は、生成した3次元電流密度分布データに基づいて、心電図のP波からQRS群に相当する期間の心臓内の興奮（刺激）伝播経路を示すデータと、電流密度分布を示すデータとを重ね合わせて、表示装置6に与える。

【0089】表示装置6は、演算装置5によって生成されたデータが示す心筋内の電流密度分布を示す画像を、同じく演算装置5によって求められた心電図のP波からQRS群の期間に相当する興奮伝播経路の3次元画像を重ね合わせて表示する。この結果、実施の形態1のような解剖学的画像を用いなくても、心筋内の電氣的旋回路の位置関係を3次元的に同定することが可能となる。

【0090】次に、図11は、図10に示したこの発明の実施の形態2による心臓磁界診断装置の構成をより具体化して示したブロック図である。

【0091】図11を参照して、磁界分布計測装置1は、図2および図3に関連して説明した磁界分布計測装

置1と同じなので、ここでは説明を省略する。

【0092】磁界分布計測装置1から出力された磁界分布時系列データは、図11の演算装置5に与えられ、この演算装置5は、図6に関連して説明したSAM法あるいはMUSIC法などにより、磁界分布時系列データを電流密度分布時系列データに変換する。

【0093】ここで、被験者12の心電図を記録する心電計21が設けられており、これにより測定された被験者12の心電図波形データは演算装置5に与えられる。

10 【0094】ここで、心電図の波形と、生成された電流密度分布とを対応づければ、心電図と、心臓において発生している事象との対応づけも可能となる。

【0095】ここで、図12の(a)は、心臓における正常な刺激伝播経路を模式的に示す図であり、(b)は1心拍分の心電図波形を示している。

【0096】図12を参照して、心臓の洞房結節または洞結節は心拍を決定するペースメーカーとしての機能を有し、一定間隔（心電図のP波のタイミング）で発火してパルスが発生する。このパルスは、決められた刺激伝播経路を介して房室結節に伝わり、ここで一定時間後、ヒス(HIS)束からプルキンエ繊維系を介して下方の心室にパルスを伝達し、一気に心筋の収縮が生じる。このヒス束からプルキンエ繊維系の刺激の伝播は、心電図のQRS群の期間（等容収縮期）に相当する。

【0097】したがって、このP波からQRS群の期間に関連づけた心臓磁界、すなわち心筋内電流密度分布の解析により、演算装置5は、図12(a)に示すような正常ルートとしての刺激伝播経路を示す画像データを生成する。

30 【0098】このような図12(a)に示す刺激伝播経路の画像は、実施の形態1の解剖学的画像の代わりにテンプレート表示として使用することができる。すなわち、実施の形態1のような3次元の解剖学的画像がなくても、この図12(a)に示す正常ルートの刺激伝播経路が表示されれば、その周辺に生じた異常興奮回路、たとえば異常な電氣的旋回路（図12(a)中の破線）は、医師であれば、容易に解剖学的な対応づけが可能であり、その位置、大きさ、形状を同定することができる。

40 【0099】図11の演算装置5は、このようなテンプレートとしての刺激伝播回路の表示を重ね合わせて、生成された電流密度分布を示すデータを生成する。前述のように、電流密度分布を表わす画像の局所的旋回に着目することによって、異常興奮回路、すなわち電氣的旋回路を見出すことが可能であり、そのような画像データが上述のテンプレートの画像データに合成されて、表示装置6に与えられる。

50 【0100】図11に示す表示装置6は、演算装置5からのデータに基づいて、テンプレートとしての正常な刺激伝播回路を重ね合わせて、電流密度分布を示す画像を

表示する。

【0101】図13は、表示装置6によって実際に表示される画面の一例であり、テンプレートとしての正常刺激伝播回路に重ね合わせて、異常な電気的旋回路を示す電流密度分布の画像が表示されている。

【0102】医師であれば、図13に示すテンプレートとしての正常刺激伝播回路に対する電気的旋回路の相対的位置関係だけに基づいて、容易に解剖学的な対応づけが可能であり、電気的旋回路の位置、大きさ、形状を同定することができる。

【0103】図14および図15は、以上の実施の形態2による心臓磁界診断装置によって実行された心筋内の電流旋回路の同定方法を示すフロー図である。

【0104】まず、図14を参照して、ステップS11において、磁界分布計測装置1を用いて人体胸部上の複数の座標において非接触磁気計測を行ない、複数の磁界時系列データを生成し記録する。

【0105】次に、ステップS12において、解析の初期時刻を、心電図のP波開始時刻 t_{sp} と定め、解析終了時刻を心電図のQRS群終了時刻 t_{eqrs} と定め、解析の時間間隔を Δt と定める。

【0106】次にステップS13において、解析時刻 t に、P波の開始時刻である t_{sp} を代入する。

【0107】そして、ステップS14において、解析時間が終了時刻 t_{eqrs} に到達するまで、以下のステップS15～S17の処理が繰返される。

【0108】すなわち、ステップS15において、演算装置5により指定解析時刻 t における心磁界分布データをSAM法またはMUSIC法で処理して心筋内電流密度分布データを生成する。

【0109】次に、ステップS16において、心筋内電流密度分布データを所定始点から3次元透視変換を施した画像を表示する。

【0110】次に、ステップS17において、解析時刻 t に Δt を加算し、ステップS14に戻って終了時刻 t_{eqrs} に達したか否かを判定する。ここで終了時刻 t_{eqrs} に達したことが判定されると、心電図の波形のうちP波からQRS群に至る期間に対応づけて図12(a)に示す正常ルートである刺激伝播経路を示す画像データが得られたことになる。

【0111】次に、図15のステップS18に進み、解析の初期時刻を t_s と定め、解析の終了時刻を t_e と定め、解析時間間隔を Δt と定める。

【0112】次に、ステップS19において、解析時刻 t に初期時刻 t_s を代入する。次に、ステップS20において、解析時刻 t が終了時刻 t_e に到達したことが判断されるまで、以下のステップS21～S23が実行される。

【0113】すなわち、ステップS21において、演算装置5により、指定解析時刻 t における心磁界分布デ

ータをSAM法またはMUSIC法で処理して心筋内電流密度分布データを生成する。

【0114】次に、ステップS22において、心筋内電流密度データを、所定始点から3次元透視変換を施した正常刺激伝播回路の画像に重ね合わせて表示する。

【0115】さらにステップS23において、解析時刻 t に Δt を加算し、ステップS20に戻って終了時刻 t_e に達したか否かを判定する。これにより、心筋内の電流密度分布を示すデータが、図14のフロー図で得られた正常刺激伝播経路(図12(a))の画像に重ね合わせて表示されることになる。

【0116】以上のように、この発明の実施の形態2によれば、SQUID磁束計を用いた被験者の胸部上の非侵襲的な磁気計測によって得られた心筋内の電流密度分布を示す画像を、テンプレートとしての正常刺激伝播経路に重ねて表示することにより、他の解剖学的画像と重ね合わせることなく、心房粗動および心房細動の原因となる心筋内の異常な興奮伝播回路、すなわち電気的旋回路の刺激伝播回路に対する相対的な位置関係、大きさ、形状を医師が3次元的に同定することが可能となる。したがって、この実施の形態2では、解剖学的画像を得るための事前の検査を省略することができる。

【0117】また、胸部X線透視をしながらカテーテルによる検査および治療を行なう従来の方法においても、上述のように安全、迅速、かつ高精度に心筋内の異常な興奮伝播回路の同定が可能となるため、医師や放射線技師のX線被爆時間を著しく短縮することができ、医師および放射線技師の負担を軽減することができる。

【0118】また、解剖学的画像作成のための検査が不要となるため、この実施の形態2による電気的旋回路の同定方法を高周波によるカテーテル焼灼法と併用することにより、心房粗動および心房細動の診断と直結した治療を実行することができ、患者の負担をさらに軽減することができる。

【0119】さらに、この実施の形態2では、心筋内の電気的活動状態を示すデータとして電流密度分布を計測しているため、心筋内電流密度分布と、生存心筋に関する医学的知見との整合性を容易に取りながら、診断を行なうことができる。

【0120】今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【0121】

【発明の効果】以上のように、この発明によれば、患者の胸部上における非侵襲磁気計測によって得られた心筋内電気的活動状態を、3次元的な解剖学的画像上で可視表示することができるので、心筋内の異常な電気的旋

路の位置、形状、個数を3次元的に同定することができる。

【0122】したがって、胸部X線透視をしながらカテーテルによる電気生理学的検査を行なう場合の医師や放射線技師の年間X線被爆時間を著しく低減することができ、また開胸での手術時間を著しく短縮することができ、この結果、患者および医師双方の負担を軽減することができる。

【0123】さらに、高周波を用いたカテーテル焼灼法による治療の前に本発明を併用することにより、効率の 10 良い診断法が可能となる。

【0124】特に、生成される電気的活動状態を示すデータが電流密度分布データである場合には、生成された心筋内の異常な興奮伝播回路の電流密度分布と心筋内電流密度分布との対応が容易であり、1個または複数個の電流ダイポールで磁場源を模倣していた従来の解析方法のように、個数の設定や初期値次第で結果が変わるという不都合が生じない。

【0125】この発明のさらに他の局面によると、同一被験者の洞結節からヒス束-プルキンエ繊維系への正常 20 刺激伝播回路に、異常な電気的旋回路を重ね合わせて3次元表示することにより、解剖学的画像を得ることなく、心筋内の異常な電気的旋回路の位置、大きさ、形状、個数を3次元的に同定することができる。すなわち、解剖学的画像を得るための検査を省略でき、より経済効率が上がるという効果を奏する。

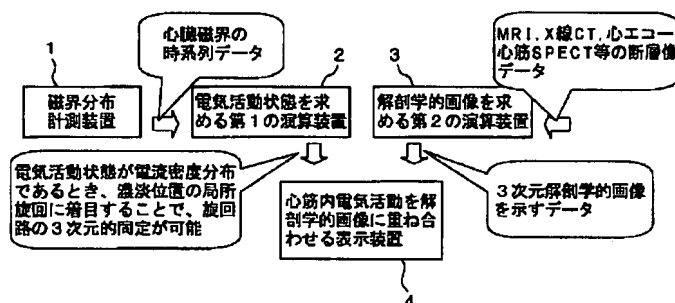
【図面の簡単な説明】

【図1】 この発明の実施の形態1による心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

【図2】 図1に示した心臓磁界診断装置の構成をより具体化して示したブロック図である。

【図3】 図2に示した磁界分布計測装置の詳細な構成を示すブロック図である。

【図1】



【図4】 被験者の胸部前面における複数の磁界センサの配列例を示す図である。

【図5】 図4の複数のセンサのそれぞれから得られた磁界時系列データを示す図である。

【図6】 磁界時系列データから電流密度データを算出する方法を模式的に説明する図である。

【図7】 表示装置4に表示される3次元解剖学的画像の例を示す図である。

【図8】 図7に示した3次元解剖学的画像の一断面を示す断面図である。

【図9】 この発明の実施の形態1による心臓磁界診断装置の動作を説明するフロー図である。

【図10】 この発明の実施の形態2による心房粗動および心房細動の心臓磁界診断装置の構成を概略的に示す機能ブロック図である。

【図11】 図10に示したこの発明の実施の形態2による心臓磁界診断装置の構成をより具体化して示したブロック図である。

【図12】 心臓における正常刺激伝播経路および心電図波形を模式的に示す図である。

【図13】 表示装置6によって実際に表示された正常刺激伝播経路および異常な電気的旋回路の画像を示す図である。

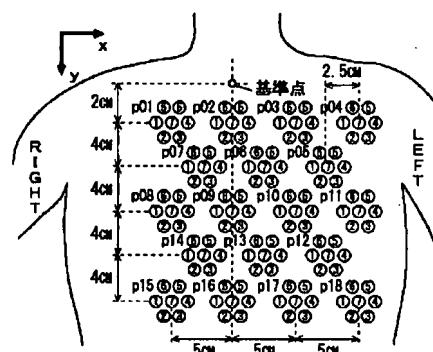
【図14】 実施の形態2による心臓磁界診断装置の動作を説明するフロー図である。

【図15】 実施の形態2による心臓磁界診断装置の動作を説明するフロー図である。

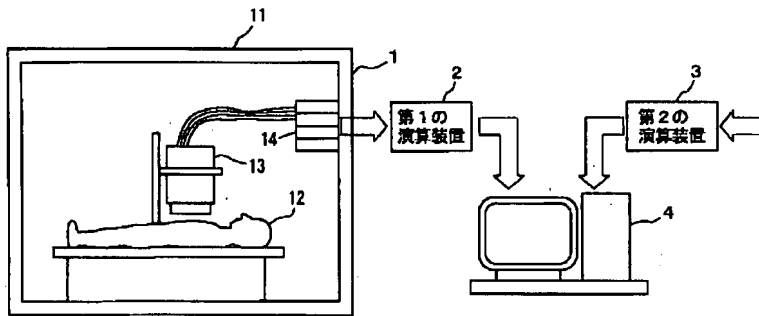
【符号の説明】

1 磁界分布計測装置、2 第1の演算装置、3 第2の演算装置、4, 6表示装置、5 演算装置、11 M SR、12 被験者、13 デュワー、14 演算部、15 SQUID磁束計、16 検出コイル、17 コイル、18超電導ループ、19 モジュレーションコイル、20 Nbシールド、21 心電計。

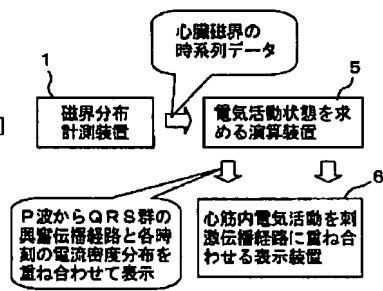
【図4】



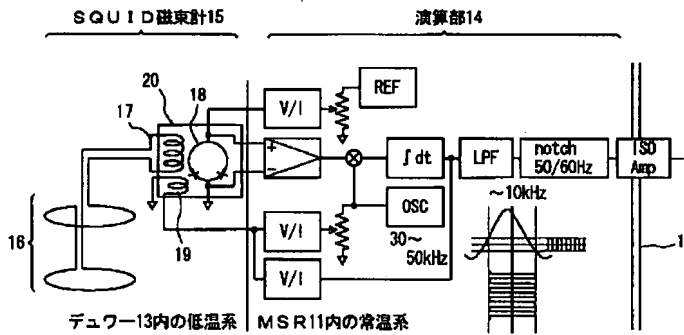
【図2】



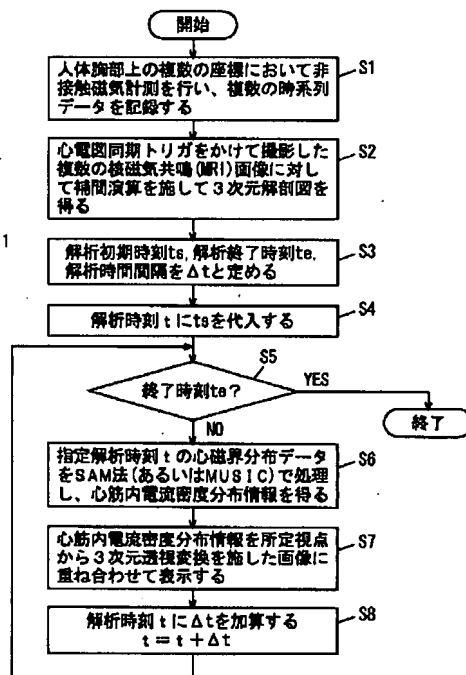
【図10】



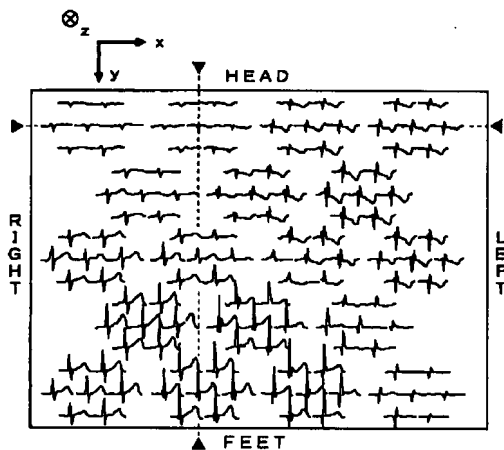
【図3】



【図9】



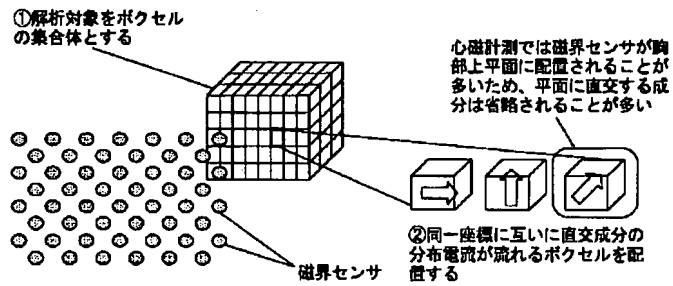
【図5】



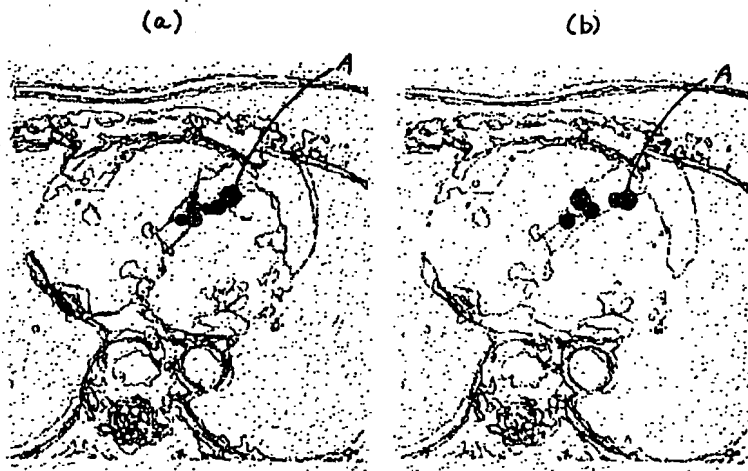
【図13】



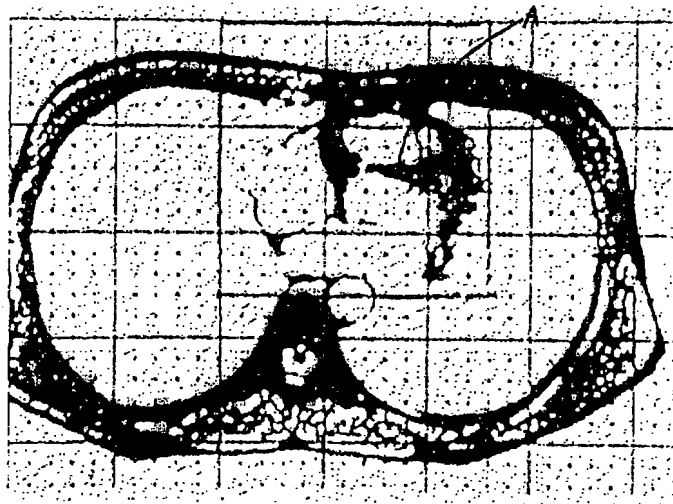
【図6】



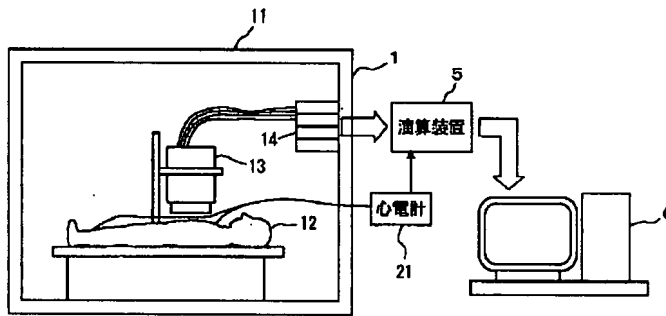
【図7】



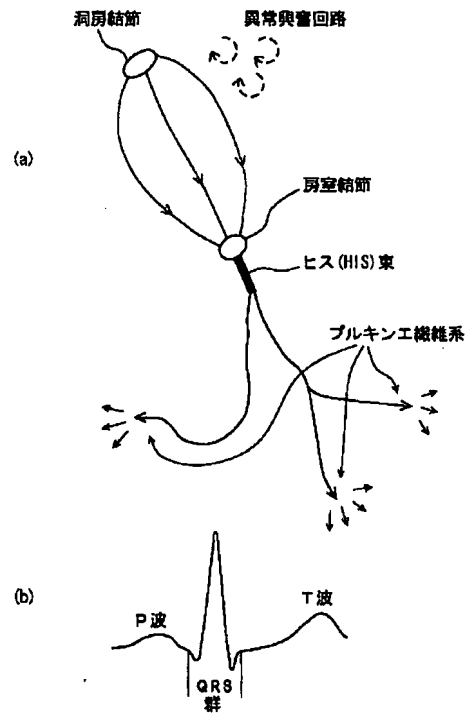
【図8】



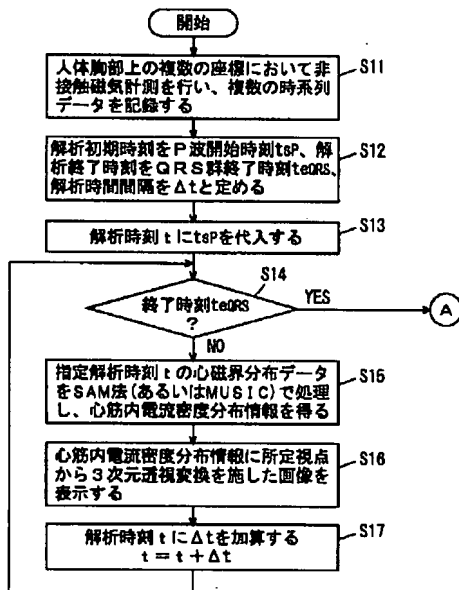
【図11】



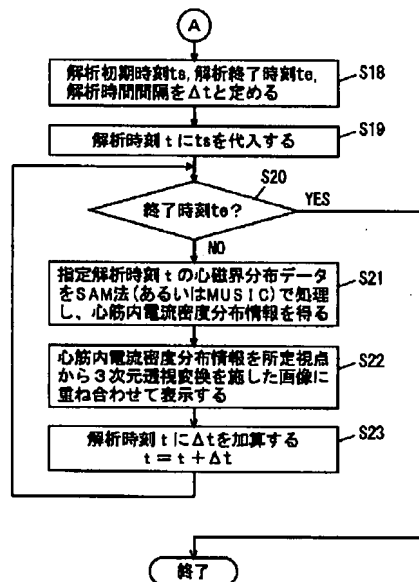
【図12】



【図14】



【図15】



フロントページの続き

(72)発明者 吉澤 正人
岩手県盛岡市高松四丁目17-19-405
(72)発明者 川副 浩平
岩手県盛岡市三ツ割字久保屋敷21-8
(72)発明者 山崎 慶太
千葉県印西市大塚1丁目5番地1 株式会
社竹中工務店技術研究所内

(72)発明者 藤田 智
大阪市中央区平野町4丁目1-2 株式会
社関西新技術研究所内
(72)発明者 田村 逸朗
大阪市中央区平野町4丁目1-2 株式会
社関西新技術研究所内
Fターム(参考) 2G017 AA02 AA08 AD01 BA08
4C027 AA10 CC00 CC04 GG16 HH11